

Aus der Klinik für Strahlenheilkunde  
der Medizinischen Fakultät Charité  
der Humboldt-Universität zu Berlin

HABILITATION

**Bestimmung und Optimierung der  
Strahlendosis des Patienten bei der  
Computertomographie  
- Methoden, Probleme und  
Lösungsmöglichkeiten -**

Zur Erlangung der  
venia legendi

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité  
der Humboldt-Universität zu Berlin

von  
Dr. med. Dipl. math. Nico Hidajat  
aus Surabaya (Indonesien)

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. R. Felix

Datum der Habilitation: 3. April 2001

**Meiner Frau Regina und meiner Tochter Jessica  
für sehr viel Geduld**

## Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	2
2	Der Begriff der Strahlendosis	6
2.1	Kerma und Energiedosis	6
2.2	Patientendosis	9
3	Physikalische Dosisgrößen bei der CT	14
3.1	Meßverfahren	18
4	Bestimmung der Strahlendosis des Patienten bei der CT	24
4.1	Methoden	24
4.1.1	Berechnungsverfahren	24
4.1.2	Meßverfahren	31
4.2	Probleme und Lösungsmöglichkeiten	36
4.2.1	Berechnungsverfahren	36
4.2.2	Meßverfahren	63
5	Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der CT	92
5.1	Methoden	92
5.1.1	Praktische Maßnahmen	92
5.1.2	Technische Maßnahmen	99
5.1.3	Maßnahmen zur Dosisbeschränkung	107
5.2	Probleme und Lösungsmöglichkeiten	115
5.2.1	Praktische Maßnahmen	115
5.2.2	Technische Maßnahmen	132
5.2.3	Maßnahmen zur Dosisbeschränkung	139
6	Ausblick	159
7	Zusammenfassung	167
8	Literaturverzeichnis	170

# 1 Einführung

Die Röntgendiagnostik erfuhr eine revolutionäre Erneuerung, als Hounsfield und Ambrose im Jahre 1972 ihre Erfindung und ersten klinischen Ergebnisse vorstellten (Hounsfield 1972, Ambrose 1973). Sie überraschten die Fachwelt mit Röntgenschichtaufnahmen, die mit bis dahin nicht für möglich gehaltener Sicherheit Differenzierungen verschiedener innerer Organe zuließen. Das als Computertomographie (CT) bezeichnete Röntgenschicht-Aufnahmeverfahren stellt im Gegensatz zum klassischen Röntgen-Aufnahmeverfahren nicht das Integral von Schwächungswerten, sondern die Verteilung der Schwächungswerte  $\mu(x,y)$  innerhalb einer Schicht selbst dar. Damit kann die interessierende Körperregion innerhalb der Schicht überlagerungsfrei abgebildet werden. Die vollständige Darstellung der Körperregion gelingt mittelbar, indem der Körper in Richtung der z-Achse abgetastet wird und die Schwächungswerte  $\mu(x,y,z)$  gewonnen werden.

Während beim klassischen Röntgenaufnahmeverfahren durch gezielte Einblendung nicht interessierende Körperanteile von der direkten Strahlenexposition ausgeschlossen werden können, führt die CT zur direkten Strahlenexposition sämtlicher Körperanteile innerhalb der in z-Richtung abgetasteten Körperregion. Beim klassischen Röntgen-Aufnahmeverfahren liegt die Strahlendosis an der Körperoberfläche an der Eintrittsseite bei 100 kV zwischen 3 und 20 mGy. Die Strahlendosis nimmt von der Eintritts- zur Austrittsseite hin stetig ab und die Austrittsdosis ist mindestens um einen Faktor von 10 kleiner. Bei der CT liegt die Strahlendosis an der Körperoberfläche innerhalb der abgetasteten Körperregion im Bereich von 10 bis 40 mGy. Infolge der Vielzahl an Projektionen (etwa 1000) ist die Dosisverteilung innerhalb der Schicht nahezu eine Gleichverteilung.

Damit ist die Strahlenexposition bei der CT erheblich größer als die bei einer konventionellen Röntgenaufnahme. Eine grobe, dennoch zur Verdeutlichung der Höhe der Strahlenexposition bei der CT hilfreiche Abschätzung ist die, daß eine bis zwei CT-Schichten eine ähnliche Deposition von Strahlenenergie im Körper des Patienten zur Folge haben wie eine konventionelle Großaufnahme der gleichen Körperregion (Stieve und Schmidt 1981). Eine CT-Untersuchung aus 40 Schichten exponiert den Patienten somit in ähnlicher Weise wie 20-40 konventionelle

Röntgenaufnahmen. Die hohe Strahlendosis bei der CT kommt auch dadurch zum Ausdruck, daß bei einem relativ geringen Anteil von 4% an allen Röntgenuntersuchungen in den alten Ländern der BRD in den Jahren 1990-1992 der Anteil an der kollektiven effektiven Dosis 35% beträgt (Abb. 1).

Dabei sind, zumindest nach dem heutigen Stand des medizinisch-naturwissenschaftlichen Wissens, das Risiko der Induktion maligner Neoplasmen und das genetische Strahlenrisiko direkt proportional zur Strahlendosis. Insbesondere sind diese Risiken nicht an einer Schwellendosis gebunden.

Die Begeisterung über die diagnostischen Möglichkeiten der CT kommt in der Anzahl der CT-Geräte und CT-Untersuchungen zum Ausdruck. Die Anzahl der CT-Geräte in der Bundesrepublik Deutschland hat seit den ersten Jahren nach der Einführung der CT in die Klinik stetig zugenommen. Nach der Wiedervereinigung Deutschlands kam es zu einem erheblichen Anstieg der Anzahl der CT-Geräte in den neuen Bundesländern. Im Jahre 1992 gab es 77 CT-Geräte in den neuen Bundesländern und 763 in den alten Bundesländern. Ein Jahr später waren es bereits 156 CT-Geräte in den neuen Bundesländern und 889 in den alten. Im Jahre 1998 gab es knapp 2000 installierte CT-Geräte in Deutschland (Schmidt 1993, Schwing 1994, Schmidt 1999). Mit zunehmender Anzahl der CT-Geräte stieg von 1988 bis 1994 die Anzahl der ambulanten CT-Untersuchungen des Schädels und der sonstigen Körperregionen bei ambulanten Kassenpatienten um 12,2 % bzw. 25,2 % pro Jahr an (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit 1994).

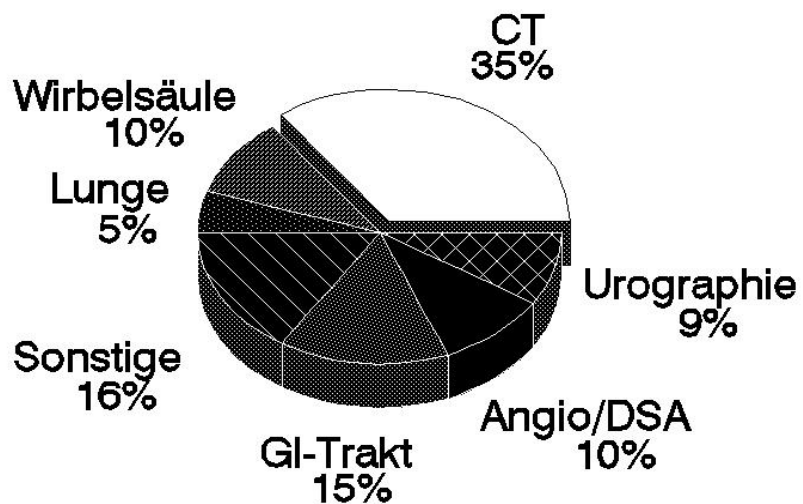
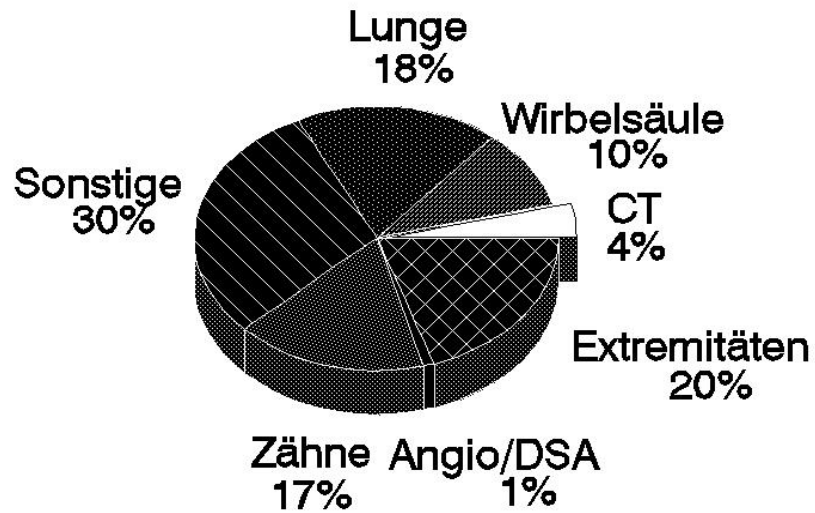


Abb. 1 : Prozentualer Anteil der CT an allen Röntgenuntersuchungen (oben) und an der kollektiven effektiven Dosis (unten) für die BRD in den alten Ländern in den Jahren 1990-1992 (Bernhardt und Mitarb. 1995)

Die hohe Strahlendosis, der der Patient bei der CT ausgesetzt ist, und das mit der Strahlendosis zunehmende Krebsrisiko sowie die zunehmende Anzahl der CT-Geräte und CT-Untersuchungen machen es notwendig, daß alles getan wird, um die für die einzelnen Untersuchungen zur Beantwortung der klinischen Fragestellung notwendige Strahlendosis zu optimieren. Hierzu muß zunächst eine entsprechende Größe gefunden werden, die geeignet ist, um die Strahlendosen zu charakterisieren. In der vorliegenden Habilitationsschrift sollen Methoden der quantitativen Erfassung und Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der CT einschließlich der dabei entstehenden Probleme und Lösungsmöglichkeiten dargestellt werden.



## **2 Der Begriff der Strahlendosis**

Der Begriff der Strahlendosis bei der CT wird unterschiedlich verstanden. Der Mediziner und der Strahlenbiologe verbinden die Strahlendosis meist mit der Strahlendosis des Patienten und dem mit der Strahlenexposition einhergehenden Strahlenrisiko. Der interventionelle Radiologe versteht unter der Strahlendosis vor allem auch die Teilkörperdosis, deren vorgeschriebene Grenzwerte er zu beachten hat. Der Sachverständige nach Röntgenverordnung (RöV) gibt bei der Frage nach der Strahlendosis die Dosis in der Systemachse und die Ortsdosis an, die er im Zusammenhang mit der Abnahmeprüfung des CT-Gerätes messen muß. Der Gerätehersteller gibt als Maß für die Strahlendosis die auf Standard-Phantome bezogenen Dosiswerte an, die er gemäß Forderung der US-amerikanischen Gesundheitsbehörde Food and Drug Administration (FDA) messen muß. Der Patient verbindet die Strahlendosis mit der Frage nach einer möglichen Gefährdung durch die Strahlen. Der CT-Dosimetrist verbindet mit der Strahlendosis die Kerma und Energiedosis im strahlenexponierten Körper, aus der die Dosen des Patienten oder Personals und andere physikalische Dosisgrößen abgeleitet werden können.

### **2.1 Kerma und Energiedosis**

Bei der indirekt ionisierenden Strahlung wie der Röntgenstrahlung wird die Energie in zwei Stufen übertragen. In der ersten Stufe werden durch Wechselwirkung mit den Atomen Sekundärelektronen in Gang gesetzt. In der zweiten Stufe übertragen diese Sekundärteilchen an anderen Orten den Hauptteil ihrer Energie durch Ionisation und Anregung auf das Material.

Als Dosisgröße in Verbindung mit der ersten Stufe der Wechselwirkung wurde die Kerma eingeführt. Die Kerma  $K$  ist definiert als

$$K = \frac{dE}{dm}$$

Dabei ist  $dE$  die Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen Teilchen, die von indirekt ionisierender Strahlung aus dem Material in einem Volumenelement  $dV$  freigesetzt werden, und  $dm$  die Masse des Materials mit der Dichte  $\rho$  in diesem Volumenelement. Das Wort Kerma ist aus den Anfangsbuchstaben der Worte "kinetic energy released per unit mass" abgeleitet (Roesch und Attix 1968).

Als eine Dosisgröße zur zweiten Stufe der Wechselwirkung, die das eigentliche Ziel der Dosimetrie ist, dient die Energiedosis. Die Energiedosis  $D$  ist definiert als

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Dabei ist  $dE$  die mittlere Energie, die durch ionisierende Strahlung auf das Material in einem Volumenelement  $dV$  übertragen wird, und  $dm$  die Masse des Materials mit der Dichte  $\rho$  in diesem Volumenelement. Die Energiedosis wurde im Jahre 1950 und 1953 mit der Bezeichnung "absorbierte Dosis"  $D$  eingeführt, die heute noch gültig ist. In Deutschland hielt man das Beiwort "absorbiert" für überflüssig, da das Wort Dosis bereits die Absorption einer Energiemenge beinhaltet.

Als Name für die Einheit der Kerma und Energiedosis Joule / Kilogramm (J/kg) wurde das Gray (Gy) gewählt. Die alte Einheit rad (rd) durfte in den Ländern der Europäischen Gemeinschaft nur bis zum 31.12.1985 im amtlichen Verkehr benutzt werden ( $1 \text{ rd} = 0,01 \text{ Gy}$ ). Die Kerma ist hinreichend genau proportional der lokal absorbierten Energie, falls die Reichweite der geladenen Sekundärteilchen klein gegen die Reichweite der Primärteilchen ist. Das gilt für Röntgenstrahlung bis zu einer Röhrenspannung von etwa 400 kV (Reich 1990). Bis zu diesen Grenzen sind Luftkerma und Luft-Energiedosis beziehungsweise Wasserkerma und Wasser-Energiedosis einander praktisch gleich. Bei allen Angaben einer Kerma oder Energiedosis muß das Bezugsmaterial, d.h. das Material von  $dm$ , genannt werden, zum Beispiel Luftkerma oder Luft-Energiedosis, Wasserkerma oder Wasser-Energiedosis. Das Dosimeter zur Messung der Kerma oder Energiedosis ist stets für ein bestimmtes Bezugsmaterial kalibriert. Wird es in einem davon verschiedenen Umgebungsmaterial verwendet, so müssen Bezugs- und Umgebungsmaterial genannt werden. Bei der CT wird häufig ein zur Anzeige der Luft-Energiedosis

kalibriertes Dosimeter verwendet, auch wenn die Dosis innerhalb eines Phantoms, beispielsweise aus Plexiglas, zu messen ist.

Die Energiedosis ist diejenige Größe, auf die die biologischen Wirkungen der ionisierenden Strahlung bezogen werden. Die biologische Wirksamkeit einer Strahlung hängt jedoch nicht nur von der Energiedosis ab, sondern auch von der Strahlenart. Schnelle Neutronen zum Beispiel zeigt eine 10 mal stärkere biologische Wirkung als Röntgenstrahlung bei gleicher Energiedosis. Daher wurde die Äquivalentdosis H eingeführt, die das Produkt aus der Energiedosis D im Gewebe und einem Bewertungsfaktor q (auch Strahlenwichtungsfaktor genannt) darstellt :

$$H = q \times D$$

Die Einheit der Äquivalentdosis ist das Sievert (Sv). Der Bewertungsfaktor q ist das Produkt aus dem Qualitätsfaktor Q und dem Produkt weiterer modifizierender Faktoren N. Die Werte für Q und N werden durch Vereinbarung festgelegt. Der Qualitätsfaktor Q ist an das lineare Energieübertragungsvermögen geladener Teilchen für unbegrenzte Energieübertragung gebunden und beträgt für Röntgenstrahlung 1 Sv/Gy. N berücksichtigt alle modifizierenden Einflüsse wie Dosisleistung und Fraktionierung und betragen 1 für Bestrahlung von außen. Für Röntgenstrahlung gilt also  $q = 1 \text{ Sv/Gy}$ . Aus der Äquivalentdosis lassen sich mögliche Strahlenwirkungen ableiten. Es werden dabei stochastische und deterministische (nichtstochastische) Strahlenwirkungen unterscheiden. Beide Kategorien von Schadenstypen haben grundsätzlich verschiedene Dosiswirkungsbeziehungen.

Bei den sogenannten stochastischen Effekten wird angenommen, daß keine Schwellendosis existiert und die Wahrscheinlichkeit des Eintretens solcher Effekte mit steigender Strahlendosis zunimmt. Ihr Auftreten unterliegt einer Zufallsverteilung. Werden mehrere Personen gleich exponiert, so kann für die Einzelperson nur die Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer stochastischen Strahlenwirkung angegeben werden. In diese Kategorie von Strahlenwirkungen zählen die Induktion von malignen Erkrankungen und schweren vererbaren Störungen.

Bei den deterministischen Strahlenwirkungen wird postuliert, daß zunächst eine Schwellendosis überschritten werden muß, bevor die Strahleneffekte induziert werden können. Nach Überschreiten dieser Schwellendosis nimmt die Zahl der Effekte und der Schweregrad des Effektes mit steigender Dosis zu. Es müssen viele Zellen geschädigt sein, um zu einer Manifestation derartiger Effekte zu kommen. Zu diesen Strahlenwirkungen zählen zum Beispiel alle akuten Strahleneffekte, die Entwicklungsanomalien, aber auch Späteffekte wie die Linsentrübung und fibrotische Prozesse. Im Falle einer einmaligen Strahlenexposition liegt die Schwellendosis für die temporäre Sterilität der Hoden bei 150 mSv, für die Linsentrübung und Depression der Hämatopoese bei 500 mSv, für das vorübergehende Hauterythem bei 200 mSv und für die temporäre Epilation bei 7 Sv. Für andere deterministische Strahlenwirkungen liegt diese Schwellendosis über 2,5 Sv. Im Falle einer fraktionierten Strahlenexposition über viele Jahre kann eine Linsentrübung bei einer Dosis von 100 mSv/Jahr und eine Sterilität der Hoden sowie eine Depression der Hämatopoese bei 400 mSv/Jahr auftreten (FDA 1994, ICRP 1991).

## **2.2 Patientendosis**

Die fundamentale physikalische Dosisgröße zur Beschreibung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik ist die Energiedosis. Die Energiedosis ist als geeignetes Maß für einen biologischen Effekt empirisch bewiesen und theoretisch erklärbar. Wie die differentielle Schreibweise  $dE$  und  $dm$  zum Ausdruck bringt, ist die Energiedosis jedoch eine Punktgröße und beschreibt die Strahlenexposition in einem kleinen (infinitesimalen) Volumen um einen Punkt des Strahlenfeldes. Diese Exposition fällt aufgrund unterschiedlicher Abstände zum Brennfleck und Absorption im exponierten Körper an jedem Punkt des Körpers unterschiedlich aus. Daher kann die Strahlenexposition des Patienten nur durch eine Vielzahl von einzelnen Punktwerten ausreichend beschrieben werden. Diese Punktwerte werden dann zu einem Mittelwert zusammengefaßt. Da unterschiedliche Organe des Körpers unterschiedliche Strahlenempfindlichkeiten aufweisen, ist es vernünftig, für jedes Organ eine mittlere Energiedosis zu bestimmen. Bei Berücksichtigung der Strahlenart erhält man die mittlere Organäquivalentdosis, kurz Organdosis.

Aus der Organdosis läßt sich das Risiko, an einem strahleninduzierten Krebs dieses Organs zu sterben, berechnen. Dies geschieht durch Multiplikation der Organdosis mit der Sterbewahrscheinlichkeit, d.h. der Wahrscheinlichkeit, an einem strahleninduzierten Krebs dieses Organs zu sterben. Die Einschätzung dieser Sterbewahrscheinlichkeiten stützt sich heute auf die Ergebnisse der Datenanalyse von Atombombenüberlebenden in Hiroshima und Nagasaki, die einen Beobachtungszeitraum von 1950 - 1985 umfassen (Shimizu und Mitarb. 1990).

Das gesamte Krebsrisiko  $G$  läßt sich ermitteln, indem man für jedes Organ  $T$  die Organdosis  $H_T$  mit der zugehörigen Sterbewahrscheinlichkeit  $f_T$  multipliziert und dann alle erhaltenen Werte aufsummiert, d.h.

$$G = \sum_T f_T H_T$$

Aus der Sterbewahrscheinlichkeit  $f_T$  und der Gesamtsterbewahrscheinlichkeit  $f$  läßt sich für jedes Organ  $T$  ein Wichtungsfaktor  $wf_T$  bestimmen, d.h.

$$wf_T = \frac{f_T}{\sum_T f_T} = \frac{f_T}{f}$$

Die Summe der so gebildeten Wichtungsfaktoren beträgt 1. Die Summe der Produkte aus Wichtungsfaktor  $wf_T$  und Organdosis  $H_T$  soll an dieser Stelle mit  $Ef$  bezeichnet werden :

$$Ef = \sum_T wf_T H_T$$

Aus  $Ef$  läßt sich durch Multiplikation mit der Gesamtsterbewahrscheinlichkeit  $f$  das gesamte Krebsrisiko  $G$  errechnen, denn

$$Ef \times f = \sum_T wf_T H_T \times f = \sum_T f_T H_T = G$$

Eine Röntgenuntersuchung, bei der die Summe der Produkte aus Wichtungsfaktor  $w_T$  und Organdosis  $H_T$  genau  $E_f$  beträgt, geht also mit einem gesamten Krebsrisiko  $G_{\text{Röntgen}}$  von

$$G_{\text{Röntgen}} = E_f \times f$$

einher. Nun geht eine homogene Ganzkörperexposition mit der gleichen Dosis  $E_f$ , d.h. jedes Organ besitzt die Organdosis  $H_T = E_f$ , mit einem gesamten Krebsrisiko  $G_{\text{Ganzkörper}}$  von

$$G_{\text{Ganzkörper}} = \sum_T f_T H_T = \sum_T f_T E_f = E_f \sum_T f_T = E_f \times f$$

einher. Hieraus folgt

$$G_{\text{Röntgen}} = G_{\text{Ganzkörper}}$$

d.h., daß die inhomogene Dosisverteilung in verschiedenen Organen bei einer Röntgenuntersuchung bezüglich des gesamten Krebsrisikos einer homogenen Ganzkörperexposition mit der Dosis  $E_f$  entspricht.

Die Internationale Kommission für Strahlenschutz ICRP (ICRP 1991) berücksichtigt neben dem Krebsrisiko aber auch das genetische Risiko, d.h. die Wahrscheinlichkeit schwerer vererbbarer Störungen. Die Gonadendosis wird entsprechend gewichtet, wobei die Kommission einen Wichtungsfaktor von 0,2 festlegt. Gleichzeitig wird postuliert, daß die Summe der Wichtungsfaktoren 1 bleibt. So wird die Summe der Wichtungsfaktoren für Krebs auf 0,8 reduziert und jeder einzelne Wichtungsfaktor für Krebs mit 0,8 multipliziert. Die neuen Wichtungsfaktoren werden mit  $w_T$  bezeichnet und die Summe der gewichteten Organdosen wird mit effektiver Dosis  $E$  bezeichnet :

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Die Sterbewahrscheinlichkeiten und organbezogenen Wichtungsfaktoren (Tab.1) sind in den Empfehlungen der Internationalen Kommission für Strahlenschutz ICRP 60 von 1990 enthalten (ICRP 1991). Diese Risikokoeffizienten stellen Mittelwerte dar, die beide Geschlechter und alle Altersgruppen umfassen. Um das individuelle Strahlenrisiko eines exponierten Patienten zu ermitteln, ist zusätzlich zu berücksichtigen, daß die Strahlenexposition im jüngeren Lebensalter mit einem höheren Risiko verbunden ist und das Risiko mit zunehmendem Lebensalter abnimmt. Die Angabe eines auf einen bestimmten Patienten mit einer oder mehreren Vorerkrankungen bezogenen Strahlenrisikos ist nicht möglich (Drexler und Mitarb. 1993a, Jung 1995). Dennoch eignet sich die effektive Dosis als Vergleichsgröße. Verschiedene Untersuchungen von unterschiedlichen Körperregionen und mit unterschiedlichen Parametern können hinsichtlich des Strahlenrisikos miteinander verglichen werden. Der Vergleich einer Röntgenuntersuchung mit anderen Arten von Strahlenexpositionen wie beispielsweise aus der Natur wird erleichtert und ist zur Interpretation des mit der Untersuchung verbundenen Strahlenrisikos hilfreich.

Tab. 1: Organbezogene Sterbewahrscheinlichkeiten einer Bevölkerung aller Altersstufen und Wichtungsfaktoren der Organe (ICRP 1991)

<b>Gewebe oder Organ</b>	<b>Sterbe- wahrscheinlichkeit <math>f_T(10^{-2} \text{ Sv}^{-1})</math></b>	<b>Wichtungs- faktor <math>w_T</math></b>
Blase	0,3	0,05
Knochenmark	0,5	0,12
Knochenoberfläche	0,05	0,01
Brust	0,2	0,05
Kolon	0,85	0,12
Leber	0,15	0,05
Lunge	0,85	0,12
Speiseröhre	0,3	0,05
Ovar	0,1	0,2
Haut	0,02	0,01
Magen	1,1	0,12
Schilddrüse	0,08	0,05
übrige Organe und Gewebe *	0,5	0,05
Gesamt	5	1

\* Für Berechnungszwecke setzen sich die "übrigen Organe und Gewebe" wie folgt zusammen : Nebennieren, Gehirn, oberer Dickdarm, Dünndarm, Niere, Muskel, Pankreas, Milz, Thymusdrüse und Uterus. In den besonderen Fällen, in denen ein einzelnes Organ oder Gewebe der "Übrigen Organe und Gewebe" eine Äquivalentdosis erhält, die über der höchsten Dosis in einem der zwölf Organe liegt, für die ein Wichtungsfaktor angegeben ist, sollte für dieses Gewebe oder Organ ein Wichtungsfaktor von 0,025 angewendet werden und ein Wichtungsfaktor von 0,025 für die mittlere Dosis in den "übrigen Organen und Geweben".

Die im Patienten auftretenden Energiedosen bei der CT liegen in der Regel in Bereichen weit unter 250 mGy, die zu den Niedrigdosisbereichen gezählt werden (Streffer 1991). Die Patientendosis bei der CT wird daher nur als Organdosis und effektive Dosis angegeben, aus denen das stochastische Risiko rechnerisch ermittelbar ist. Die Oberflächendosis auf der Haut des Patienten bewegt sich in Dosisbereichen, wo ein deterministischer Strahlenschaden wie zum Beispiel Hauterythem nicht zu erwarten ist, und tritt daher, anders als bei interventionellen angiographischen Eingriffen (FDA 1994, Hidajat und Mitarb. 1996a), weit in den Hintergrund. Die Oberflächendosis des Patienten bei der CT ist klinisch nur relevant, wenn sie als Näherung für oberflächlich gelegene Organe wie Linse, Schilddrüse, Brust oder Hoden angenommen wird.



### 3 Physikalische Dosisgrößen bei der CT

Die heute gebräuchlichen physikalischen Dosisgrößen bei der CT sind der Computertomographie-Dosisindex (CTDI), die Achsendosis und das Dosislängenprodukt (DLP). Alle diese Dosisgrößen werden dazu benutzt, um die Energiedosen an bestimmten Orten quantitativ zu erfassen.

Der CTDI ist definiert als das Integral des Energiedosisprofils einer Einzelschicht entlang einer Senkrechten zur Schichtebene, dividiert durch die nominelle Schichtdicke. Eingeführt wurde der CTDI von Shope und Mitarb. (1981). Dabei wurde berücksichtigt, daß das Dosisprofil sehr weit über die Schicht hinausgeht. Daher wurde zunächst das Integral über eine unendliche Länge gebildet, d.h.

$$\text{CTDI} = \frac{1}{sd} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$$

wobei  $sd$  die nominelle Schichtdicke und  $D(z)$  die Dosis als Funktion der Position entlang der  $z$ -Achse-Koordinate bedeutet. Da bei einer CT-Untersuchung in der Regel mehrere Schichten angefertigt werden, wurde, ebenfalls von Shope und Mitarb., der Multiple Scan Average Dose (MSAD) eingeführt und definiert als

$$\text{MSAD}_{n,sa} = \frac{1}{sa} \int_{-\frac{sa}{2}}^{\frac{sa}{2}} D_{n,sa}(z) dz$$

wobei  $sa$  der Schichtabstand,  $n$  die Anzahl der Schichten und  $D_{n,sa}(z)$  die Dosis als Funktion der Position entlang der  $z$ -Achse-Koordinate bedeutet.

Bereits Jucius und Kambic (1977) und Suzuki und Suzuki (1978) diskutierten darüber, daß das Integral eines Einzelschichtdosisprofils gleich dem Integral des Dosisprofils über der zentralen Schicht einer Serie von Schichten ist. Shope und Mitarb. konnten veranschaulichen und mathematisch zeigen, daß der CTDI und MSAD praktisch gleich sind, wenn die Schichtdicke gleich dem Schichtabstand und die Anzahl der Schichten groß genug gewählt wird. In solchen Fällen gilt

$$\text{CTDI} = \frac{1}{\text{sd}} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \, dz =$$

$$\text{MSAD}_{n,\text{sd}} = \frac{1}{\text{sd}} \int_{-\frac{\text{sd}}{2}}^{\frac{\text{sd}}{2}} D_{n,\text{sd}}(z) \, dz$$

Die Gleichheit resultiert daraus, daß die in die Bestimmung des CTDI eingehenden Teile des Dosisprofils außerhalb der Schicht durch die in die Bestimmung des MSAD eingehenden Teile der Dosisprofile benachbarter Schichten quantitativ repräsentiert werden. Bei genügend großer Anzahl von Schichten tragen die erste und letzte Schicht der Schichtserie nicht mehr signifikant zu der Dosis in der zentralen Schicht bei. Diese Bedingung ist erfüllt bei 10 bis 12 lückenlos aneinandergereihten Schichten (Shope und Mitarb. 1981). Ist der Schichtabstand nicht gleich der nominellen Schichtdicke, so gilt

$$\text{MSAD} = \frac{\text{sd}}{\text{sa}} \text{CTDI}$$

Die Beziehung zwischen CTDI und MSAD macht verständlich, daß durch die Division des Integrals des Einzelschichtdosisprofils durch die nominelle Schichtdicke die durchschnittliche Dosis im Zentrum einer Serie von Schichten innerhalb einer Strecke, die dem Schichtabstand entspricht, bestimmt wird.

Als Meßkörper für die Messung von CTDI dienen zwei zylindrische Phantome aus Plexiglas mit einer Länge von mindestens 14 cm und einem Durchmesser von 16 cm und 32 cm, die auch als Kopf- und Körperphantom bezeichnet werden. Die Phantome enthalten zur Aufnahme des Dosisdetektors fünf parallel zur Symmetrieachse ausgerichtete Bohrungen, die in dieser Achse und 1 cm unterhalb der Phantomoberfläche in 90°-Abständen lokalisiert sind. Das Kopf-Phantom kann auf der Patientenkopfschale und das Körper-Phantom auf dem Patiententisch liegen, so daß die Phantomachse mit der Systemachse des CT-Gerätes zusammenfällt und die Schichtebene durch die Mitte des Phantoms und des Dosisdetektors verläuft. Die CT-Geräte und CTDI-Phantome von General Electric (GE) besitzen eine Einrichtung, die erlaubt, daß das Phantom an das Ende des Patiententisches angehängt wird und

praktisch frei in Luft hängt. Dies erlaubt sehr exakte Messungen des CTDI ohne Kopfschale oder Tisch als störende Absorber. In die bei einer Messung nicht benutzten Bohrungen können genau passende Einsatzteile eingebracht werden. Damit der Dosisdetektor in den Bohrungen genau anliegt, kann ein Adapter verwendet werden. Sowohl Einsatzteile als auch Adapter müssen aus dem gleichen Material sein wie das Phantom. Das CT-Gerät muß auf Einzelschichtbetrieb eingestellt sein.

Gemessen wird der CTDI bei allen für den Anwender zur Verfügung stehenden Röhrenspannungen und nominellen Schichtdicken. Das mAs-Produkt ist wegen des linearen Zusammenhangs zwischen Dosis und mAs-Produkt im Prinzip frei wählbar. In der Regel wird der CTDI/100 mAs oder CTDI/mAs angegeben. Für jede Einstellung werden die 4 peripheren CTDI-Werte und der zentrale CTDI für jedes der beiden Phantome bestimmt.

Die Integrationsstrecke wird in der Praxis unterschiedlich festgelegt. Die Food and Drug Administration (FDA) forderte im Jahre 1985 eine Integrationsstrecke von 14 Schichtdicken (Department of Health and Human Services 1985). Alle Hersteller von CT-Geräten sind in den USA verpflichtet, die  $CTDI_{FDA}$ -Werte anzugeben. Nach der Europäischen Norm DIN EN 61223-2-6, die den Status einer Deutschen Norm besitzt, muß ab dem 1.4.2000 der CTDI über 14 Schichtdicken mindestens halbjährlich und bei jeder größeren Wartungsarbeit gemessen werden (DIN 1997a). In den europäischen Leitlinien für Qualitätskriterien in der Computertomographie wird eine Integrationsstrecke von 10 cm festgesetzt (Europäische Kommission 1998). Der  $CTDI_{10cm}$  wird in manchen Arbeiten auch als praktischer CTDI (PCTDI) bezeichnet (Leitz und Mitarb. 1995, Scheck und Mitarb. 1998a). Häufig hängt die Integrationsstrecke von der Länge des verwendeten Dosisdetektors ab. Mit längerer Integrationsstrecke wird das axiale Dosisprofil vollständiger erfaßt.

Ein sehr häufig gebrauchter Begriff ist der  $CTDI_w$  (gewichteter CTDI). Dieser ursprünglich als  $D_{AVE}$  bezeichnete Begriff stellt die Summe von 1/3 des zentralen  $CTDI_{10cm}$  und 2/3 des mittleren peripheren  $CTDI_{10cm}$  dar (Leitz und Mitarb. 1995). Unter den vereinfachenden Annahmen, daß der CTDI von der Peripherie zum Zentrum hin linear abfällt, die Dosis außerhalb der nominellen Schicht verschwindet

und innerhalb der Schicht die Dosis gleich dem CTDI ist, wird durch den  $CTDI_w$  der mittlere CTDI innerhalb der Schicht in einem CTDI-Phantom ausgedrückt.

Die vereinfachte Form des CTDI ist die Dosis in der Systemachse, kurz auch Achsendosis genannt (Lemke und Mitarb. 1995, Hidajat und Mitarb. 1997b). Die Achsendosis ist mathematisch mit der ursprünglichen Form des CTDI identisch, wird aber ohne Phantom frei in Luft gemessen. Es findet sich häufig auch die Bezeichnung  $CTDI_{Luft}$ ,  $CTDI_{air}$ ,  $D_{Luft}$  oder  $D_{air}$ . Die Bestimmung der Achsendosis ist ein Bestandteil der Abnahmeprüfung und muß bei jedem Röhrenwechsel erfolgen. Nach DIN 6868 Teil 53 muß die Integrationsstrecke dabei mindestens 10 cm betragen (DIN 1999).

Der Begriff des Dosislängenproduktes (DLP) wird für eine Einzelschicht, aber auch für eine beliebige Anzahl von Schichten oder Rotationen benutzt. Das DLP ist gleich dem Integral des Energiedosisprofils, d.h.

$$DLP = \int D(z) dz$$

Das DLP für eine Einzelschicht taucht im DIN 6868 Teil 53 im Zusammenhang mit der Messung der Achsendosis in der Abnahmeprüfung auf (DIN 1999). Eine erweiterte Form des DLP stellt das Produkt des Integrals des Dosisprofils mit der Anzahl  $n$  der Schichten bei der konventionellen CT bzw. der Rotationen bei der Spiral-CT für die eingestellte nominelle Schichtdicke  $sd$  dar. Falls es sich um eine Messung frei in Luft handelt, gilt

$$DLP_{air} = D_{air} \times sd \times n$$

und falls die Messungen im CTDI-Phantom erfolgen

$$DLP = CTDI_w \times sd \times n$$

### 3.1 Meßverfahren

Zur Bestimmung der physikalischen Dosisgrößen kommen die Ionisationsdosimetrie, die Thermolumineszenzdosimetrie und die Filmdosimetrie zur Anwendung.

Bei der Ionisationsdosimetrie wird zur Bestimmung der Energiedosis eine Ionisationskammer verwendet. Die Ionisationskammer wird durch ein von zwei Elektroden begrenztes Gasvolumen dargestellt. Bestrahlt man dieses mit ionisierender Strahlung, so fließt beim Anlegen einer Spannung ein elektrischer Strom, der durch Wanderung der gebildeten Gasionen im elektrischen Feld erzeugt wird. Der Zusammenhang zwischen der Ladung und der am Ort der Kammer erzeugten Dosis wird durch den sogenannten Kammerfaktor hergestellt. Der Kammerfaktor wird vom Hersteller für jede einzelne Kammer angegeben und hängt von der Strahlenenergie, dem Material und der Stärke der Kammerwand, dem Volumen und der Form der Kammer ab. Bei der CT wird zweckmäßigerweise die Bleistift-Ionisationskammer verwendet, die in die Bohrungen des CTDI-Phantoms eingebracht werden kann. Die Mitte der Ionisationskammer muß in der Schichtebene liegen. Das angeschlossene Dosimeter zeigt die Energiedosis an. Dabei hat es sich im europäischen Raum durchgesetzt, die Energiedosis als Luft-Energiedosis anzugeben (Europäische Kommission 1998). Entsprechend ist das Dosimeter vorher zu kalibrieren.

Thermolumineszenzdetektoren (TLD) haben die Eigenschaft, absorbierte Strahlungsenergie zu speichern und unter Erwärmung die gespeicherte Energie in Form von sichtbarem Licht zu emittieren. Die beim Ausheizen emittierte Lichtsumme ist der im Detektor gespeicherten Energiedosis proportional. Das Licht wird in Form einer Glowkurve ausgesendet, die in der Regel mehrere Maxima aufweist. Für die Ermittlung der mit einem TLD gemessenen Dosis wird entweder die Höhe des Hauptmaximums der Glowkurve oder für eine höhere Genauigkeit das Integral bzw. die Lichtsumme zwischen zwei Temperaturen vor und hinter dem Hauptmaximum herangezogen. Die in der Röntgendiagnostik meist verwendeten Materialien für die TLD sind Lithiumfluorid ( $\text{LiF}$ ) und Calciumfluorid ( $\text{CaF}_2$ ). Diese werden mit Fremdatomen wie Magnesium, Titan, Mangan oder Dysprosium dotiert ( $\text{LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ ,  $\text{CaF}_2\text{:Dy}$ ).

Die TLD sind in verschiedenen Formen verfügbar. Für Dosismessungen bei der CT werden meist stäbchenförmige TLD mit einer Länge von 6 mm und einem Durchmesser von 1 mm, plättchenförmige mit einer Abmessung von 3,2 x 3,2 x 0,9 mm<sup>3</sup> oder TLD-Würfel mit einer Seitenlänge von 1 mm verwendet. Die TLD können nicht nur für Messungen an Körperoberflächen oder in Phantomen an einzelnen Punkten verwendet werden, sondern eignen sich durch Aneinanderreihung auch zur Erstellung von Dosisprofilen und zur Bestimmung der Achsendosis und des CTDI. Bei lückenloser Aneinanderreihung gilt

$$CTDI = \frac{1}{sd} \sum_{i=1}^n D_i t$$

Dabei ist  $D_i$  die Dosis im  $i$ -ten TLD,  $t$  die Dicke des TLD,  $n$  die Anzahl der TLD und  $sd$  die nominelle Schichtdicke.

Die TLD sind Teil eines Thermolumineszenzdosimetrie-Systems, zu dem auch das Auswertegerät mit seinen Einrichtungen zur Anregung, Messung und Anzeige des Lumineszenzlichtes gehört. Die Thermolumineszenz-Meßapparatur besteht aus einer Heizvorrichtung und einem Photovervielfacher für die Lichtmessung und Umwandlung in elektrische Signale. Die Kalibrierung der TLD erfolgt meist mittels Ionisationsdosimetrie und für jedes einzelne TLD bei den in der CT üblichen Strahlenqualitäten. Sie ist regelmäßig zu wiederholen, da sich das Ansprechvermögen des Gesamtsystems und seiner Teile bei Benutzung und Lagerung ändern kann.

Vor der Anwendung der TLD müssen diese regeneriert werden. Dies erfolgt durch eine Wärmebehandlung (pre-irradiation annealing), bei LiF:Mg zum Beispiel 1 h bei 400 °C oder 24 h bei 80 °C. Hierdurch werden Informationen durch vorangegangene Bestrahlungen aufgehoben (Driscoll und Barthe 1986). Nach der Bestrahlung und vor der Auswertung sollte eine Wärmebehandlung (post-irradiation annealing) erfolgen, bei LiF:Mg zum Beispiel 1 h bei 100 °C. Hierdurch wird der Teil der Glowkurve eliminiert, der stark abhängig von der Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung ist. Im Auswertesystem erfolgen die Erwärmung der TLD in verschiedenen Stufen und die Messung der Lichtsumme. Vor der nächsten Anwendung erfolgt erneut eine

Regenerierung der TLD. Die genaue Einhaltung eines einmal gewählten Ablaufes für Regenerierung, Bestrahlung, Auswertung, Lagerung und Kalibrierung verbessert die Reproduzierbarkeit und ermöglicht die Kontrolle von zahlreichen Störeinflüssen (Spanne 1979).

Für die Wahl des Thermolumineszenz-Materials sind der Dosisproportionalbereich und die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens wesentlich. Der Dosisproportionalbereich, in dem zwischen emittierter Lichtmenge und Energiedosis eine Proportionalität besteht, liegt für LiF:Mg,Ti bei 10  $\mu$ Gy bis 10 Gy, für CaF<sub>2</sub>:Mn bei 1  $\mu$ Gy bis 10<sup>3</sup> Gy und für CaF<sub>2</sub>:Dy bei 0,1  $\mu$ Gy bis 10<sup>3</sup> Gy. Für diese Materialien ist die untere Grenze des Proportionalbereiches gleichzeitig die untere Grenze des Dosismeßbereiches. Das Ansprechvermögen eines TLD wird von der atomaren Zusammensetzung, der Größe und Form der Detektoren sowie von der Umhüllung beeinflusst. Einige Materialien zeigen bei Photonenstrahlung unterhalb von 300 keV eine sehr starke Energieabhängigkeit. Relativ günstig schneidet das LiF:Mg,Ti ab, bei dem das Verhältnis des Ansprechvermögens bei 50 keV und 1,25 MeV bezüglich der Luft-Energiedosis bei 1,25 liegt. Für CaF<sub>2</sub> liegt dieses Verhältnis bei 15 (Hohlfeld 1990).

Die Filmdosimetrie beruht auf der Erzeugung eines latenten Bildes in der Filmemulsion durch ionisierende Strahlung. Das latente Bild, das der in der Filmebene erzeugten Dosisverteilung entspricht, wird in einem chemischen Verarbeitungsprozeß in eine Verteilung der visuellen optischen Dichte dauerhaft umgewandelt und sichtbar gemacht. Die optische Dichte wird mit einem Densitometer gemessen.

Die Kalibrierung wird bei den zu verwendenden Strahlenqualitäten in einem ebenfalls zu verwendenden Umgebungsmaterial durchgeführt. Die Dichtekurve wird durch Zuordnung der optischen Dichten zu den ionisationsdosimetrisch am Ort der Filmemulsion gemessenen Energiedosen erhalten. Im Interesse eines möglichst linearen Zusammenhangs zwischen optischer Dichte und Energiedosis darf der Film nicht mit Verstärkungsfolien verwendet werden. Die Dichtekurve gilt nur für das Umgebungsmaterial, für das die Kalibrierung erfolgt war. Der Dosismeßbereich der Filmdosimetrie liegt nach DIN 6800-4 etwa zwischen 10  $\mu$ Gy und 10 Gy (DIN 1997b).

Für eine einzelne Filmsorte ist der Dosismeßbereich stets kleiner und umfaßt nur etwa zwei Größenordnungen.

Filme besitzen im Vergleich zu Ionisationskammer und TLD die Vorteile eines hohen Ortsauflösungsvermögens in der Filmebene, einer geringen Dicke der strahlungsempfindlichen Schicht und die Möglichkeit der Aufnahme einer Dosisverteilung - mit einem oder mehreren Meßfilmen - durch eine einmalige Bestrahlung. Sie eignet sich zur Erstellung und Veranschaulichung von axialen und radialen Dichteprofilen (McCullough und Mitarb. 1994, Pitton und Mitarb. 1995, Hidajat und Mitarb. 1999a). Die Bestimmung des  $CTDI_{FDA}$  über 14 Schichtdicken ist mittels Ionisationskammer allein wegen der festen Kammerlänge nicht möglich. Bei größeren Schichtdicken und damit längeren Integrationsstrecken kann der  $CTDI_{FDA}$  filmdosimetrisch einfacher bestimmt werden als thermolumineszenzdosimetrisch durch eine Aneinanderreihung und Auswertung einer Anzahl von TLD.

Mittels Integrationsstrecken-Korrekturfaktoren läßt sich ein gemessener CTDI für andere Integrationslängen umrechnen. Zur Bestimmung des  $CTDI_{10cm}$  kann zum Beispiel der  $CTDI_{FDA}$  beim Hersteller erfragt werden und mittels der zugehörigen Korrekturfaktoren umgewandelt werden (Tab. 2). Falls die zur Verfügung stehende Ionisationskammer länger ist als 10 cm, kann ein Teil der Kammer bei der Messung durch eine Bleirolle oder einen Beilappen, der eng um den zu langen Teil der Kammer gewickelt wird, von der Streustrahlung abgeschirmt werden. So lassen sich beispielsweise Korrekturfaktoren zur Umrechnung von  $CTDI_{15cm}$  zu  $CTDI_{10cm}$  ermitteln (Tab. 3). Diese Korrekturfaktoren sind schichtdickenunabhängig. Für die Messung in Luft ist die Integrationslänge von geringer Bedeutung, da kaum Streustrahlung entsteht. Für den zentralen CTDI im Körper-Phantom ergeben sich die größten Korrekturfaktoren, da die im Phantom auftretende Streustrahlung das Dosisprofil stark verbreitert.



Tab. 2 : Integrationsstrecken-Korrekturfaktoren zur Berechnung von  $CTDI_{10cm}$  aus  $CTDI_{FDA}$ \*

CTDI-Phantom	Schichtdicke								
	10mm	8mm	7mm	6mm	5mm	4mm	3mm	2mm	1mm
Kopf									
zentral	1,01	1,07	1,13	1,2	1,31	1,44	1,65	2,03	2,84
peripher	1,08	1,1	1,14	1,17	1,21	1,26	1,35	1,5	1,78
Körper									
zentral	0,95	1,04	1,13	1,24	1,39	1,6	1,96	2,53	3,92
peripher	1,08	1,11	1,14	1,16	1,2	1,25	1,34	1,46	1,7

\* Die Faktoren beinhalten bereits die Umrechnung von PMMA-Energiedosis in Luftkerma. Für effektive Energie von 66 keV sind Luftkermawerte mit 0,88 zu multiplizieren, um PMMA-Energiedosis zu erhalten (Für 60-70 keV Unsicherheit  $\pm 5\%$ )

Tab. 3 : Integrationsstrecken-Korrekturfaktoren zur Berechnung von  $CTDI_{10cm}$  aus  $CTDI_{15cm}$

Medium	Korrekturfaktor
Luft	1,00
Kopf-Phantom	
zentral	0,88
peripher	0,95
Körper-Phantom	
zentral	0,8
peripher	0,94

Werte ermittelt an einem Siemens Somatom Plus

Für den  $CTDI_w(10cm)$  und  $CTDI_w(15cm)$  gilt

$$CTDI_w(10cm) = k \times CTDI_w(15cm)$$

oder

$$\frac{1}{3}k_z z_{15} + \frac{2}{3}k_p p_{15} = k \left( \frac{1}{3}z_{15} + \frac{2}{3}p_{15} \right)$$

Dabei bezeichnet  $k_z$  den in Tab. 3 angegebenen Korrekturfaktor für den zentralen Wert und  $k_p$  für den peripheren Wert im jeweiligen Phantom,  $k$  den Gesamt-Korrekturfaktor,  $z_{15}$  den zentralen und  $p_{15}$  den peripheren CTDI(15cm). Ist  $f$  das Verhältnis von  $p_{15}$  zu  $c_{15}$ , dann läßt sich aus dem Korrekturfaktor  $k$  der CTDI<sub>w</sub>(10cm) aus dem CTDI<sub>w</sub>(15 cm) ermitteln mit

$$k = \frac{\frac{1}{3}k_z + \frac{2}{3}k_p f}{\frac{1}{3} + \frac{2}{3}f}$$

Beim Kopf-Phantom ergibt sich bei einem Wert für  $f$  von 1 bis 2 ein Korrekturfaktor  $k$  von 0,93 bis 0,94 und beim Körper-Phantom für  $f$  von 1 bis 3 ein Korrekturfaktor  $k$  von 0,89 bis 0,92. Damit unterscheidet sich der CTDI<sub>w</sub> über 10 cm nur um etwa 7 bis 11% vom CTDI<sub>w</sub> über 15 cm.

## 4 Bestimmung der Strahlendosis des Patienten bei der CT

### 4.1 Methoden

Die Bestimmung von Organdosen bei der CT stützt sich auf Berechnungsverfahren oder Meßverfahren, wobei Berechnungsverfahren stets Elemente des Messens und Meßverfahren stets Elemente der Berechnung enthalten.

#### 4.1.1 Berechnungsverfahren

Das heute am häufigsten angewandte Verfahren zur Bestimmung der Patientendosis bei der CT ist die Berechnung der Organdosen mittels Organkonversionsfaktoren. Ähnlich der Vorgehensweise bei der Bestimmung der Organdosen in der konventionellen Röntgendiagnostik (Drexler und Mitarb. 1993b, Hart und Mitarb. 1994a) wird bei der CT die Organdosis auf rechnerisch einfache Weise durch Multiplikation des Konversionsfaktors mit der Achsendosis erhalten. Wie in der konventionellen Röntgendiagnostik (zum Beispiel Thorax pa und seitlich) für jede einzelne Aufnahme der Beitrag zur Organdosis ermittelt wird, muß bei der CT für jede einzelne Schicht der Dosisbeitrag berechnet werden. Die Berechnung der Organdosis geschieht durch die folgende Basisformel :

$$D_{\text{Organ}} = D_{\text{air}} \sum_{z=z1}^{z2} f(\text{Organ}, z)$$

$D_{\text{air}}$  bezeichnet die Achsendosis beim jeweiligen Gerät und bei den eingestellten Werten für Röhrenspannung und mAs-Produkt.  $z1$  und  $z2$  bezeichnen die unterste und oberste Schicht der abgetasteten Körperregion.  $f(\text{Organ}, z)$  stellt den Konversionsfaktor für das interessierende Organ und die Schicht  $z$  dar. Die besondere Bedeutung der Konversionsfaktoren liegt in der schnellen Berechnung von Organdosen und effektiver Dosis und in der Bestimmung der Embryodosis, (Panzer und Zankl 1989b).

Die Konversionsfaktoren werden durch rechnerische Simulation (Monte-Carlo-Berechnungen) der Strahlenabsorption in Phantomen gewonnen. Bei den Phantomen handelt es sich um mathematische Phantome oder um Voxel-Phantome. Bei den mathematischen Phantomen werden die Konturen und die verschiedenen Organe und Gewebe durch mathematische Formeln als Kugeln, Ellipsoide, Zylinder, Kegel und Segmente oder Kombination solcher Körper dargestellt. Diese Phantome sind sogenannte MIRD (Medical International Radiation Dose)-Phantome und entsprechen den Standardwerten, die in dem ICRP-Bericht 23 von 1975 angegeben sind (ICRP 1975). Die Voxel-Phantome bestehen aus Voxeln, die aus CT-Daten von Menschen gewonnen wurden. Mit einem Rechenprogramm kann der Verlauf der Photonen beim Durchgang durch den Phantomkörper auf der Grundlage bekannter Wechselwirkungsprozesse genau verfolgt werden. Die Energieabsorption in den einzelnen Organen und die Streuvorgänge werden durch Wahrscheinlichkeitsberechnungen simuliert. Aus den Energieverlusten der Photonen bei den Wechselwirkungen kann die absorbierte Energie und bei bekannter Masse des Organs die Organdosis bestimmt werden. Der Quotient der Organdosis zur Achsendosis stellt den Konversionsfaktor dar.

Zankl und Mitarb. (1991 und 1993) von der Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung (GSF) Neuherberg erstellten Konversionsfaktoren an mathematischen Phantomen für Erwachsene und Voxel-Phantomen für Kind und Baby. Alle diese Phantome sind vom Scheitel bis einige cm unterhalb des Rumpfes in 1 cm dicke lückenlose Schichten ("Landmarken") unterteilt. Tabellarisch ist für jedes Organ aufgeführt, wieviel Prozent des Organs in den Landmarken enthalten sind. Anhand des zu untersuchenden Organs kann also die Untersuchungsregion den Landmarken im Phantom zugeordnet werden. In der Tabelle sind für jedes Organ neben den Landmarken die zugehörigen Organkonversionsfaktoren aufgeführt. Die Konversionsfaktoren beziehen sich auf die Achsendosis ausgedrückt als Energiedosis in Luft. Typische Werte für die Achsendosis bei bestimmten Filterungen und Fokus-Achsen-Abstände sind angegeben (Birch und Mitarb. 1979).

Die Erwachsenenphantome bestehen aus einem männlichen und einem weiblichen Phantom (Adam und Eva mit einer Größe von 170 cm bzw. 160 cm, einem Gewicht von 70,5 kg bzw. 59,2 kg, einer Breite des Rumpfes einschließlich Arme von 40 cm bzw. 37,6 cm und einem ventrodorsalen Durchmesser des Rumpfes von 20 cm bzw. 18,8 cm (Kramer und Mitarb. 1982). Bei Adam wurden Konversionsfaktoren für insgesamt 104 Landmarken und bei Eva für insgesamt 99 Landmarken errechnet. In Höhe des 1. Halswirbels bis zum 5. Lendenwirbel kann jede Landmarke einem bestimmten Wirbel zugeordnet werden. Somit können alle Organe, die in dieser Höhe lokalisiert sind, topographisch der Wirbelsäule zugeordnet werden. Es stehen Konversionsfaktoren für 33 Organe und Gewebe zur Verfügung. Die Monte-Carlo-Simulationen erfolgten bei einem Fokus-Achsen-Abstand von 70 cm, 360°-Scan mit symmetrischem Fächerstrahl und drei verschiedenen Strahlenqualitäten. Die Gesamtfilterung ist bei allen Strahlenqualitäten gleich (Tab. 4). Formfilter wurden nicht berücksichtigt.

Tab. 4 : Die drei Strahlenqualitäten, für die Organkonversionsfaktoren für Erwachsene erstellt wurden (Zankl und Mitarb. 1991)

	Strahlenqualität		
	A	B	C
Röhrenspannung	137 kV	125 kV	80 kV
Gesamtfilterung	2,2 mm Al + 0,2 mm Cu *		
Mittlere Photonenenergie	66,0 keV	64,4 keV	50,5 keV
Halbwertschichtdicke	8,06 mm Al	7,98 mm Al	5,38 mm Al

\* Filterung durch 0,1 mm Cu entspricht der Wirkung von ca. 3,5 mm Al (Nagel 1986)

Das Kindphantom simuliert ein 7 Jahre altes Kind mit einer Größe von 115 cm und einem Gewicht von 21,7 kg. Die Breite des Rumpfes beträgt 33,1 cm und der ventrodorsale Durchmesser 17,6 cm. Es wurden Konversionsfaktoren für insgesamt 66 Landmarken und 37 Organe und Gewebe errechnet. Die Monte-Carlo-Simulationen erfolgten bei einem Fokus-Achsen-Abstand von 75 cm, 360°- und 180°-Scan mit symmetrischem Fächerstrahl und zwei verschiedenen Strahlenqualitäten (Tab. 5). Zusätzlich wurden Monte-Carlo-Simulationen für sieben verschiedene Organe und Gewebe mit asymmetrischem Fächerstrahl bei ansonsten gleichen

Expositionsbedingungen durchgeführt. Der symmetrische Fächerstrahl ist in Höhe der Rotationsachse 50 cm weit und der asymmetrische 25 cm auf der einen Seite der Rotationsachse und 10 cm auf der anderen Seite. Folglich wird beim asymmetrischen Fächerstrahl nur ein Kreis mit einem Radius von 10 cm um die Rotationsachse symmetrisch bestrahlt. Bei Körperanteilen außerhalb dieses Feldes sind die Energiedosen geringer als bei solchen innerhalb des Feldes.

Tab. 5 : Die zwei Strahlenqualitäten, für die Organkonversionsfaktoren für Kind und Baby erstellt wurden (Zankl und Mitarb. 1993)

	<b>Strahlenqualität</b>	
	<b>A</b>	<b>B</b>
Röhrenspannung	125 kV	80 kV
Gesamtfilterung	2,2 mm Al+0,2 mm Cu*	
Mittlere Photonenenergie	64,4 keV	50,5 keV
Halbwertschichtdicke	7,94 mm Al	5,38 mm Al

\* Filterung durch 0,1 mm Cu entspricht der Wirkung von ca. 3,5 mm Al (Nagel 1986)

Das Babyphantom simuliert einen 8 Wochen alten Säugling mit einer Größe von 57 cm und einem Gewicht von 4,2 kg. Die Breite des Rumpfes beträgt 21,8 cm und der ventrodorsale Durchmesser 12,2 cm. Es wurden Konversionsfaktoren für insgesamt 45 Landmarken und 35 Organe und Gewebe errechnet. Die Monte-Carlo-Simulationen erfolgten wie beim Kindphantom bei einem Fokus-Achsen-Abstand von 75 cm, 360°- und 180°-Scan mit symmetrischem Fächerstrahl und zwei verschiedenen Strahlenqualitäten (Tab. 5). Wegen des kleineren Körperdurchmessers liegt der Querschnitt des Babyphantoms praktisch vollständig innerhalb des Strahlenfeldes, so daß ein asymmetrischer Fächerstrahl nicht berücksichtigt wurde.

Jones und Shrimpton (1991) vom National Radiological Protection Board (NRPB), Chilton, Großbritannien erstellten Konversionsfaktoren an einem hermaphroditen mathematischen Erwachsenenphantom. Es wurden Konversionsfaktoren für insgesamt 208 Schichten ("slabs") und 27 Organe und Körperregionen errechnet. Schematisch ist angegeben, in welcher Höhe relativ zu den slabs die einzelnen

Organe und Körperregionen liegen, so daß die Untersuchungsregion den zugehörigen slabs zugeordnet werden kann. Es stehen Konversionsfaktoren für 23 verschiedene Gerätetypen mit einem 360°-Scan zur Verfügung (Tab. 6). Im Unterschied zu den Konversionsfaktoren von Zankl und Mitarb. beziehen sich die Konversionsfaktoren von Jones und Shrimpton auf Achsendosis ausgedrückt als Energiedosis in ICRU-Muskel. Zur Konversion von Energiedosis in Luft zu Energiedosis in Weichteilgewebe kann für die bei der CT typischen Photonenenergien der Faktor 1,07 eingesetzt werden. Bei der Simulation wurden flache Filter und Formfilter berücksichtigt. Phantome für Kind und Baby wurden nicht verwendet.

Tab. 6 : CT-Geräte, für die Konversionsfaktoren vom NRPB erstellt wurden  
(Jones und Shrimpton 1991)

CT-Gerät	Röhrenspannung (kV)	Flache Filter	Formfilter
<b>Siemens Somatom</b>			
2, DR1/2/3	125	2,2 Al + 0,25 Cu	
DRG, DRG1	125	2,2,Al + 0,4 Cu	
DRH, CR, CR512	125	2,2 Al + 0,2 Cu	
<b>Picker</b>			
1200SX	130	0,7 Al	Kopf, LEXAN
1200SX	130	0,7 Al	Körper, LEXAN
<b>GE CT</b>			
8800, 9000I/II/HP	120	2,7 Al	Kopf, PMMA
8800, 9000I/II/HP	120	2,7 Al	Körper, PMMA
9800, 9800 Quick	120	2,7 Al	PTFE
9800, 9800 Quick	140	2,7 Al	PTFE
MAX	120	2,6 Al	PTFE
PACE	120	2,7 Al	PTFE
<b>CGR CE</b>			
10000, 12000	130	1,0 Al + 0,3 Cu	PEEK
<b>Philips Tomoscan</b>			
305N, 310, 350	120	3,5 Al	Al
305N, 310, 350	120	3,5 Al + 0,25 Cu	Al
310, 350	120	3,5 Al	AL
310, 350	120	3,5 Al + 0,25 Cu	Al
TX	120	1,4 Al + 0,1 Cu	Al
CX, CX/S	120	1,4 Al + 0,1 Cu	Al
LX	120	1,4 Al + 0,1 Cu	Al
TX	100	1,4 Al + 0,1 Cu	Al
TX	130	1,4 Al + 0,1 Cu	Al
LX	100	1,4 Al + 0,1 Cu	Al
LX	130	1,4 Al + 0,1 Cu	Al



Berechnungen von Organdosen bei der CT werden heute in der Regel mit Hilfe der Konversionsfaktoren von Zankl und Mitarb. (1991) für die Phantome Adam und Eva und von Jones und Shrimpton (1991) für das hermaphrodite Erwachsenenphantom durchgeführt. Die Konversionsfaktoren von Zankl und Mitarb. (1993) für das Kind- und Babyphantom haben bis heute in der Literatur keine breite Anwendung gefunden. Die von Rosenstein und Mitarb. (1979) vorgestellten Konversionsfaktoren für ein Kindphantom sind heute relativ wenig bekannt. Berechnungen von Organdosen bei Kindern sollten vorzugsweise mit den Konversionsfaktoren von Zankl und Mitarb. erfolgen, da die zugrundeliegenden Phantome die Abmessungen und Organlagen des Kindes realistischer wiedergeben (Zankl und Mitarb. 1988). Die vier Phantome Adam, Eva, Kind und Baby können den Einfluß des Patientendurchmessers auf die Organdosen unter den vorgegebenen Strahlenqualitäten qualitativ wiedergeben (Abb. 2). Konversionsfaktoren zur Berechnung von Organdosen lassen sich auch aus Dosismessungen in einem gewebeäquivalenten Phantom gewinnen. Mini und Mitarb. (1995) entwickelten solche Konversionsfaktoren für Somatom Plus (Fa. Siemens) für Untersuchungen des Thorax, Abdomens und Beckens. Diese haben jedoch aufgrund der eingeschränkten Anwendbarkeit keine weite Verbreitung gefunden.

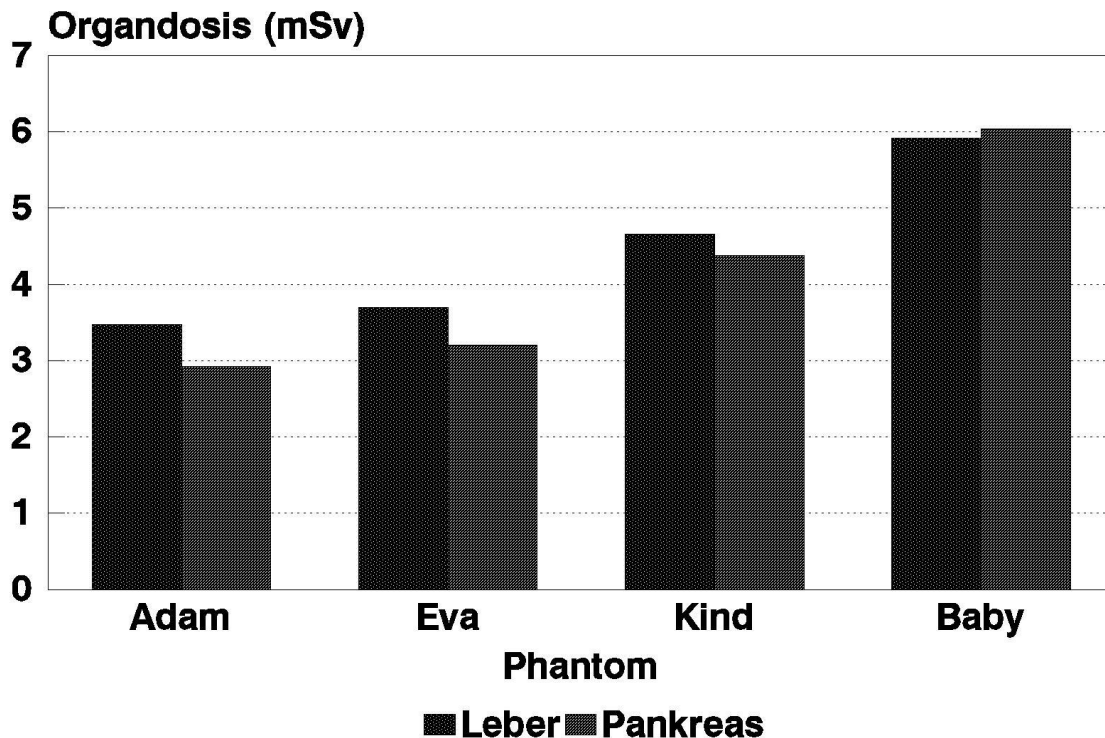


Abb. 2 : Berechnete Organdosen der Leber und des Pankreas bei der CT des Oberbauches für die Phantome Adam, Eva, Kind und Baby bei gleicher Strahlenqualität (mittlere Photonenenergie 64,4 keV) und gleicher Achsendosis (6,20 mGy). Mit kleinerem Körperdurchmesser steigende Organdosis, wobei die Dosiszunahme für zentral gelegene Organe stärker ist

#### 4.1.2 Meßverfahren

Die direkte Messung von Organdosen geschieht durch Messung am Patienten mit Hilfe von TLD. Einige Autoren wie beispielsweise Möller (1980) und Wroblewski (1981) haben die über den Organen auf der Haut gemessenen Energiedosen als Organdosen verwendet. Dies ist allerdings nur zulässig, wenn das betreffende Organ klein und oberflächlich lokalisiert ist. So kann die Oberflächendosis an den Augenlidern, der Schilddrüse und den Hoden als die entsprechenden Organdosen angenommen werden (Cohnen und Mitarb. 1998). Die Oberflächendosis über der Brust liegt etwa 11 % über der mittleren Brustdosis, sofern die gesamte Brust innerhalb der abgetasteten Körperregion liegt (Vogel und Kiss 1989). Zur Messung

der Rektumdosis besteht die Möglichkeit einer direkten Dosimeterdeponierung (Seifert 1995a). Rosekrans und Mitarb. (1976) und Bengtsson und Mitarb. (1978) beschrieben Verfahren, bei denen in der konventionellen Röntgendiagnostik die Ovardosis intravaginal oder rektal gemessen wird. Bei der CT ist die Dosisverteilung innerhalb der Untersuchungsregion homogener als bei der konventionellen Röntgendiagnostik, so daß die intravaginale Dosis gute Abschätzungen für die Ovar- und Uterusdosis abgeben dürfte, sofern die Organe Ovar, Uterus und das Dosimeter vollständig innerhalb der Untersuchungsregion liegen. Aufgrund des Aufwandes und der möglichen Belastung für den Patienten sollte jedoch auf eine rektale oder intravaginale Dosismessung nach Möglichkeit verzichtet werden. Direkte Messungen von Energiedosen anderer Organe sind praktisch nicht möglich.

Die indirekte Messung von Organdosen wird an anthropomorphen Phantomen durchgeführt. Eine Vielzahl von solchen Phantomen wurde entwickelt. Diese Phantome bestehen aus einem menschlichen knöchernen Skelett, einem weichteilgewebeäquivalenten und einem lungenäquivalenten Material. Äquivalent bedeutet dabei, daß dieses Material gegenüber Röntgenstrahlung die gleichen Absorptions- und Streueigenschaften besitzt wie der menschliche Körper. Das bekannteste und am häufigsten verwendete gewebeäquivalente Phantom ist das Rando-Phantom (Langkowski und Mitarb. 1994, Hidajat und Mitarb. 1996d, Cohnen und Mitarb. 1998, Price und Mitarb. 1999). Dieses Phantom wurde von Alderson und Mitarb. (1962) zur Erstellung von Bestrahlungsplanungen entwickelt und sollte die homogenen Wasserphantome ersetzen, die die Dosisverteilung im Körper nur unzureichend wiedergeben können. Das Weichteilgewebe wird repräsentiert durch synthetische Isozyanat-Gummimasse mit einer Dichte von  $0,985 \text{ g/cm}^3$  und einer Ordnungszahl von 7,3. Diese Werte basieren auf den Standardmensch der ICRU (ICRU 1956) und beinhalten eine Komposition aus Muskel, Fett und Flüssigkeiten. Das Lungengewebe wird repräsentiert durch Schaummaterial mit kleinen Zellen gleicher Größe mit einer Dichte von  $0,3 \text{ g/cm}^3$  und einer Ordnungszahl von 7,3. Die Ausdehnung der Lunge sollte etwa einer mittleren Inspirationstiefe entsprechen. Die Gewebeäquivalenz des Rando-Phantoms für Röntgenstrahlung mit Strahlenqualitäten in relativ hohen Energiebereichen wie bei der CT wurde von Shrimpton und Mitarb. (1981) verifiziert. Das Rando-Phantom besteht aus dem Kopf, Hals, Rumpf und den proximalen Oberschenkeln. In seinen Proportionen entspricht

es einem Mann mit einer Körperlänge von 175 cm und einer Masse von 73,48 kg. Neben dem männlichen Phantom gibt es auch das weibliche Rando-Phantom, dessen Proportionen einem vollständigen Körper mit einer Größe von 155 cm und einer Masse von 50 kg entsprechen. Es können Zusatzteile aus dem gleichen weichteiläquivalenten Material oder aus Plexiglas für die Brust und Hoden an das Rando-Phantom befestigt werden (Ewen und Mitarb. 1980, Price und Mitarb. 1999).

Zwecks Dosimetrie ist das Phantom senkrecht zur Körperachse in 2,5 cm dicke Scheiben zerlegbar, nummeriert von 0 bis 35. Jede Scheibe enthält Bohrungen mit einem Durchmesser von 0,636 cm innerhalb eines Rasters von 3 cm x 3 cm zur Aufnahme von Dosimetern. Das Phantom wurde in das Dosimetriesystem RANDO (radiation analog dosimetry system) integriert, das auf einem kartesischen Koordinatensystem basierte. Die z-Achse fiel mit der Längsachse des Phantoms zusammen. Die x-Achse lag in der Koronarebene und die y-Achse stand senkrecht zu den beiden anderen.

Als Dosimeter wurden kleine Ionisationskammern in die Bohrungen eingesetzt (Alderson und Mitarb. 1962). Meßfilme können, durch eine elastische Filmkassette vor Lichtexposition geschützt, zwischen die Phantomscheiben plaziert werden (Alderson und Mitarb. 1962, Ewen und Mitarb. 1998). Heute werden zur Dosimetrie mit Rando-Phantom in den meisten Fällen TLD in Form von Stäbchen (Länge 6 mm, Durchmesser 1 mm), seltener TLD-Würfel ( $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ ) verwendet, die in die Bohrungen eingebracht werden (Nishizawa und Mitarb. 1991, Langkowski und Mitarb. 1994, Seifert 1995a). Seltener werden TLD-Plättchen ( $3,2 \times 3,2 \times 0,9 \text{ mm}^3$ ) wie bei den Meßfilmen zwischen die Phantomscheiben plaziert (Hidajat und Mitarb. 1996d). Auch eignen sich die TLD zur Messung der Oberflächendosis am Phantom. Damit möglichst keine Röntgenstrahlung zwischen die Phantomscheiben eindringt und keine falschen Dosiswerte gemessen werden, müssen die Phantomscheiben während der Strahlenexposition gut aneinanderliegen. Die Phantomscheiben können auf dem CT-Tisch auch etwas gekippt plaziert werden, so daß die Röntgenstrahlung nicht ungeschwächt zwischen die Phantomscheiben gelangt. Die TLD werden in kleine Polyethylenschläuche eingebracht und sind somit vor mechanischer Beanspruchung, Verunreinigungen und Feuchtigkeit geschützt.

Zur Ermittlung der Organdosen durch Messungen in einem Rando-Phantom muß die Lage der Organe im Phantom und die Plazierung der TLD vorher genau festgelegt werden. Da das Phantom senkrecht zur Körperachse in Scheiben zerlegt ist, wird die Lage der Organe im Phantom am häufigsten mittels CT-Anatomie bestimmt (Nishizawa und Mitarb. 1991, Geleijns und Mitarb. 1994, Adams und Mitarb. 1997), wobei häufig der Referenzmensch der ICRP 23 berücksichtigt wird (ICRP 1975, Adams und Mitarb. 1997). In der Regel wird für jedes Organ, dessen mittlere Dosis gewichtet in die effektive Dosis eingeht, mindestens 1 Dosimeter verwendet. Dabei muß auf eine gleichmäßige Verteilung der TLD geachtet werden. Für die Anzahl der zu verwendenden TLD gibt es keine offizielle Empfehlung. Bei der Bestimmung der Organdosis wird für die Phantomscheibe die mittlere Dosis des in dieser Scheibe enthaltenen Organteiles berechnet und diese Dosen über alle Phantomscheiben je nach prozentualem Anteil der Organteile am Gesamtorgan gewichtet gemittelt. Bei der Bestimmung der Dosis des roten Knochenmarks helfen die Angaben von Christy (1981) über die Verteilung des Organs. Von Huda und Sandison (1984) können Angaben über die Verteilung der Haut, des roten Knochenmarks und des Knochens erhalten werden.

Um möglichst viele Meßpunkte zur Verfügung zu haben, wurde von Langkowski und Mitarb. (1994) jede Bohrung der Phantomscheibe mit 2 TLD bestückt. Allein für den Uterus wurden 16 TLD und für die Ovarien 4 TLD verwendet. Für die Dosis des Lungenvolumens der Scheibe 16 standen 62 TLD zur Verfügung. Die Organdosis der Linse, Schilddrüse, Brust und Testis wurden mit je 10 TLD bestimmt. Für das rote Knochenmark wurden über 100 TLD verwendet (Tab. 7). Für 12 verschiedene CT-Untersuchungen wurden insgesamt 2575 TLD-Meßwerte erhalten. Ewen und Mitarb. (1980) bestückten die Lunge nur einseitig mit 7 TLD, die Schilddrüse mit 1 TLD, die Brust mit 4 und die Gonaden mit 2 TLD und benutzten für das rote Knochenmark 13 TLD. Geleijns und Mitarb. (1994) benutzten für die CT des Kopfes, des Thorax und des Abdomens jeweils etwa 200 TLD. Nach Gosch und Gursky (1990) müssen mindestens 30 Dosimeter im Phantom angeordnet sein, um die wichtigsten Organdosen gleichzeitig messen zu können.

Tab. 7 : Verteilung des roten Knochenmarkes in % für einen 40-jährigen Menschen nach Christy (1981) und die ANzahl der TLD, die nach Langkowski und Mitarb. (1994) zur Ermittlung der Knochenmarksdosis um die einzelnen Knochenanteile plaziert wurden

Körperteil	%	Anzahl der TLD
Schädel	7,6	34
Sternum	3,1	6-12
Rippen	16,1	8-24
Halswirbelsäule	2,5 *	12 **
Brustwirbelsäule	16,1	12 **
Lendenwirbelsäule	12,3	12 **
Os sacrum	9,9	12-18
Os coxae	17,5	14-22
Femur	6,7	---
Rest der Beine	0	---
Arme	2,3	---

\* Wurde von Christy nicht angegeben. Der Knochenmarkanteil der Halswirbelsäule wurde hier unter Berücksichtigung von Angaben anderer Autoren (Ewen und Mitarb. 1980, Neufang und Ewen 1986), die den Anteil der Gesamtwirbelsäule mit 30% angeben, auf 2,5% geschätzt

\*\* 12 TLD pro Scheibe um den Wirbelkörper

--- Die Dosen in den Extremitäten sind im Rando-Phantom nicht meßbar

Andere anthropomorphe gewebeäquivalente Phantome unterscheiden sich vom Rando-Phantom durch das Material, das das Weichteilgewebe repräsentiert, die Größe und Dicke des Phantoms, die Anzahl und Dicke der Scheiben, in die das Phantom zerlegbar ist, und die Anzahl der Bohrungen zur Aufnahme der Dosimeter. Als Ersatz für den Weichteil kommen beispielsweise Wasser (Mini und Mitarb. 1995) und Harz (Smith und Mitarb. 1998) zur Anwendung. Das vom Phantom Laboratory (Salem, New York, USA) vertriebene Kopf-Phantom enthält Luft im Nasopharynx und Oropharynx, in den Nasennebenhöhlen und den Mastoidzellen, so daß die Dosisverteilung möglichst der in vivo entspricht. Es wird empfohlen, bei Phantomen mit einer geringen Anzahl von Meßebenen die axiale Dosisverteilung durch lineare Interpolation zu vervollständigen (Mini und Mitarb. 1995).

Dosismessungen am gewebeäquivalenten Phantom werden heute vor allem dort eingesetzt, wo die Dosen nicht durch eine Berechnung oder an einem homogenen Wasserphantom ermittelbar sind. Für die Elektronenstrahl-Computertomographie (EBT), für die keine Konversionsfaktoren existieren, wurden Organdosismessungen an einem weiblichen Rando-Phantom durchgeführt (Becker und Mitarb. 1998 und

1999a). Ein Einsatzbereich liegt in der Untersuchung des Einflusses von Bleiabdeckungen auf die Dosen verschiedener Organe des Patienten, die nicht direkt exponiert werden (Hidajat und Mitarb. 1996d, Beaconsfield und Mitarb. 1998, Price und Mitarb. 1999). Ein weiterer Einsatzbereich besteht in der Untersuchung der Dosisverteilung innerhalb des menschlichen Körpers (Langkowski und Mitarb. 1994). Homogene Phantome geben die Absorptions- und Streueigenschaften der Haut, Muskeln und Knochen bei Röntgenstrahlung mit Photonenenergien bis zu 150 keV nur unzureichend wieder (Vogel und Kiss 1989) und könnten daher die Dosiswerte verfälschen.

## **4.2 Probleme und Lösungsmöglichkeiten**

### **4.2.1 Berechnungsverfahren**

Die Anwendung von Konversionsfaktoren zur Berechnung von Organdosen bei der CT beinhaltet eine Reihe von Problemen. Diese Probleme können in 4 Kategorien eingeteilt werden.

Zur ersten Kategorie gehört der Gesamtfehler bei der Erstellung der Konversionsfaktoren. Zu diesem Gesamtfehler gehören die Ungenauigkeit der Photonen-Wechselwirkungsquerschnitte und der statistische Fehler der Rechenmethode. Der Gesamtfehler liegt im Mittel bei  $\pm 5\%$ . Für ausgedehnte Organe wie das rote Knochenmark beträgt der Gesamtfehler nur etwa 1 bis 2%, während dieser für kleine Organe wie die Hoden oder Ovarien etwa 7 bis 8% ausmacht (Kramer und Mitarb. 1980)

Die zweite Kategorie der Problematik bei der Berechnung von Organdosen besteht in der Schwierigkeit, aus den zur Verfügung stehenden Datensätzen von Konversionsfaktoren diejenigen zu finden, der zum jeweiligen CT-Gerät paßt.

### *Strahlenqualität*

Ist nur die Röhrenspannung verschieden von den vorgegebenen, kann das Rechenergebnis über die  $CTDI_w$ -Werte bei den jeweiligen Spannungen korrigiert werden, d.h.

$$D_{\text{Organ}} = D_{\text{Organ}} \times \frac{CTDI_w(\text{Spannung}_{\text{eingestellt}})}{CTDI_w(\text{Spannung}_{\text{vorgegeben}})}$$

Dabei bezeichnet  $CTDI_w$  den gewichteten CTDI bei der vom Anwender eingestellten Röhrenspannung bzw. bei der für die Konversionsfaktoren auf der Tabelle oder im Rechenprogramm vorgegebenen Röhrenspannung.

Meist ist jedoch auch die Filterung verschieden von den vorgegebenen. Wird ein flacher Filter verwendet, dann kann die mittlere Photonenenergie oder Halbwertschichtdicke beim Hersteller erfragt werden und die geeigneten Konversionsfaktoren durch Inter- und Extrapolation der Konversionsfaktoren der GSF ermittelt werden.

Arbeitet das Gerät mit einem Formfilter, sollten gerätetypspezifische Konversionsfaktoren des NRPB verwendet werden. Allerdings waren die 23 Gerätetypen in den späten 80-er Jahren die meist benutzten in Großbritannien. Für die meisten heute zum Einsatz kommenden Gerätetypen wurden keine Konversionsfaktoren erstellt. Es kann versucht werden, von den 20 Gerätetypen mit Formfilter, für die Konversionsfaktoren des NRPB zur Verfügung stehen, denjenigen zu finden, der zum verwendeten Gerät am besten paßt. Allerdings wird die genaue Form und Stärke eines Formfilters häufig als Firmengeheimnis betrachtet (Jansen und Mitarb. 1996, persönliche Mitteilung Pauli, Fa. Siemens, 1999), so daß dem Anwender die Informationen fehlen, die zum Vergleich der Filterung des verwendeten Gerätes mit den Filterungen der 20 Gerätetypen notwendig sind. Zum Problem des Formfilters werden verschiedene Lösungsmöglichkeiten angeboten :

Informationen über die Form und Stärke des Formfilters können indirekt über Messungen der Dosis frei in Luft innerhalb des Fächerstrahls und Bestimmung der Halbwertschichtdicke in der Rotationsachse erhalten werden. Jansen und Mitarb.



(1996) führten unter Berücksichtigung dieser Dosiswerte und der Halbwertschichtdicke eine Monte-Carlo-Berechnung an den mathematischen Phantomen Adam und Eva durch und zeigten für den Philips Tomoscan 350, daß der auf diese Weise erhaltene Wert für die effektive Dosis mit dem durch die Konversionsfaktoren des NRPB berechneten bis auf 10 % gut übereinstimmt.

Für die 23 vom NRPB angegebenen Gerätetypen variiert die normierte effektive Dosis, d.h. das Verhältnis der effektiven Dosis zur Achsendosis, um einen Faktor von bis zu 3, wobei für die CT des Abdomens der GE CT Max die kleinste und der Siemens Somatom DRG die größte normierte effektive Dosis besitzt. Der Philips Tomoscan LX für 120 kV besitzt eine mittlere normierte effektive Dosis. Der Wert für den GE CT Max ist 52% niedriger und der für den Siemens Somatom DRG um 44 % größer als der für den Philips Tomoscan LX. Eine Möglichkeit, um keine größeren Fehler bei der Wahl des passenden Gerätetyps zu machen, ist die Verwendung der Konversionsfaktoren für den Philips Tomoscan LX für 120 kV (Shrimpton und Edyvean 1998b).

Zeitlich aufwendiger, aber exakter ist die Messung der Halbwertschichtdicke auf der Rotationsachse und auf mehreren Punkten neben der Rotationsachse am verwendeten Gerät und an den Geräten, für die vom NRPB Konversionsfaktoren erstellt wurden. Auf diese Weise können die am besten passenden Strahlenqualitäten und Konversionsfaktoren ermittelt werden (Hill 1999). Zur Zeit wird ein Projekt auf nationaler Ebene in Großbritannien vom ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners; a Medical Devices Agency evaluation group) und St George's Hospital Medical Physics Department durchgeführt, mit dem Ziel herauszufinden, für welche Gerätetypen welche bestehenden Konversionsfaktoren des NRPB verwendet werden können. Hierzu werden umfangreiche Messungen der Halbwertschichtdicke, Energiedosis in Luft auf und neben der Rotationsachse sowie CTDI-Messungen im Kopf- und Körperphantom mit einer 10 cm langen Ionisationskammer durchgeführt, wofür an jedem Gerätetyp 5 bis 7,5 Stunden aufgewendet werden (Shrimpton und Edyvean 1998b).

*Fokus-Achsen-Abstand*

Das Gerät kann einen anderen Fokus-Achsen-Abstand (FAA) besitzen als der vorgegebene. Der FAA geht mittels des Abstands-Quadrat-Gesetzes bereits in die Achsendosis ein, so daß eine weitere Korrektur aufgrund der unterschiedlichen FAA allein nicht notwendig ist. Bei einem Formfilter kann eine Veränderung des FAA dazu führen, daß die auf denselben Körperanteil gerichtete Strahlung etwas anders geschwächt wird.

### *Rotationswinkel*

Der Rotationswinkel beträgt bei den meisten der heute eingesetzten Geräte 360°. Dies hat eine ältere Studie von 1988 bereits gezeigt (Panzer und Mitarb. 1988 und 1989a). Selten kommt es vor, daß der auf dem Rücken liegende Körper mit einem Winkel von 180° exponiert wird. Für den Erwachsenen existieren in solchen Fällen keine Konversionsfaktoren. Für das Kind und Baby bietet die GSF auch Konversionsfaktoren für solche Expositionsbedingungen an, wo eine 180°-Rotation um die vordere Seite des Körpers durchgeführt wird. In Ausnahmefällen erfolgt die Rotation aber um die hintere Seite des Körpers. Da die Konversionsfaktoren für eine 360°-Rotation den arithmetischen Mittelwert derer für eine 180°-Rotation um die vordere und hintere Seite darstellen, kann die Organdosis im Falle einer 180°-Rotation um die hintere Seite in folgender Weise berechnet werden (Zankl und Mitarb. 1993) :

$$D_{\text{Organ},180^{\circ},\text{hintere Seite}} = 2 \times D_{\text{Organ},360^{\circ}} - D_{\text{Organ},180^{\circ},\text{vordere Seite}}$$

### *Fächerstrahl*

Bei Verwendung eines asymmetrischen Fächerstrahls gelten die Konversionsfaktoren der GSF für Adam und Eva oder des NRPB nur für zentral gelegene Organe, die bei jeder Projektion stets vom symmetrischen Anteil des asymmetrischen Fächerstrahls exponiert werden. Für peripher gelegene Organe stellen die zugehörigen Konversionsfaktoren obere Grenzen dar (Zankl und Mitarb. 1992).

Zur dritten Kategorie der Problematik zählen die Untersuchungsparameter, die verschieden von den vorgegebenen sein können.

### Schichtdicke

Wird eine andere Schichtdicke verwendet als die vorgegebene, so muß die berechnete Organdosis korrigiert werden, denn das Dosislängenprodukt für eine Einzelschicht und die Anzahl der Schichten hängen von der Schichtdicke ab. Der Korrekturfaktor  $f$  ist dann

$$f = \frac{\text{DLP (Einzelschicht, sd)}}{\text{DLP (Einzelschicht, ssd)}} \times \frac{n_{\text{Schichten}}(\text{sd})}{n_{\text{Schichten}}(\text{ssd})}$$

oder

$$f = \frac{\text{CTDI}_w(\text{sd}) \times \text{sd}}{\text{CTDI}_w(\text{ssd}) \times \text{ssd}} \times \frac{n_{\text{Schichten}}(\text{sd})}{n_{\text{Schichten}}(\text{ssd})}$$

Ist die Abtastung kontinuierlich, d.h. Schichtdicke gleich Schichtabstand, gilt

$$f = \frac{\text{CTDI}_w(\text{sd})}{\text{CTDI}_w(\text{ssd})}$$

Dabei ist  $sd$  die verwendete nominelle Schichtdicke,  $ssd$  die vorgegebene Standardschichtdicke von 10 mm bei den Konversionsfaktoren der GSF und von 5 mm bei denen des NRPB. Der  $\text{CTDI}_w$  ist für die meisten einstellbaren Schichtdicken praktisch gleich, was durch entsprechende schichtdickenangepaßte röhrenseitige Kollimation realisiert ist. Bei vielen Geräten, beispielsweise bei der Somatom-Familie der Fa. Siemens ist der  $\text{CTDI}_w$  für die nominelle Schichtdicke von 2 mm praktisch doppelt so hoch wie für 1 mm, da bei der Schichtdicke 1 mm gegenüber 2 mm nur detektorseitig enger kollimiert wird.

Die Basisformel

$$D_{\text{Organ}}(\text{ssd}) = D_{\text{air}}(\text{ssd}) \times \sum_{z=z_1}^{z_2} f(\text{Organ}, z)$$

kann dann für eine beliebige nominelle Schichtdicke in die allgemeinere Formel

$$D_{\text{Organ}}(\text{sd}) = D_{\text{air}}(\text{ssd}) \times \sum_{z=z1}^{z2} f(\text{Organ}, z) \times f$$

überführt werden. Durch die in f enthaltene Anzahl der Schichten wird gleichzeitig auch der Schichtabstand berücksichtigt, falls die Abtastung nicht lückenlos oder überlappend ist.

### *Schichtlage*

Ist die Lage der Schichten verschieden von der der Landmarken der GSF oder der slabs des NRPB, so kann zwischen den Konversionsfaktoren der benachbarten Landmarken bzw. slabs interpoliert werden (Kalender und Mitarb. 1999b). Dies ist für die klinische Anwendung von geringer Bedeutung, da eine mm genaue Zuordnung der Untersuchungsregion zur zugehörigen Region des mathematischen Phantoms aufgrund des unterschiedlichen Aufbaus zwischen mathematischem Phantom und Mensch ohnehin nicht möglich ist und bei den meisten Untersuchungsregionen für das Ergebnis unerheblich ist.

### *Schichtrichtung*

Die Monte-Carlo-Simulationen wurden mit Einzelschichten durchgeführt, die senkrecht zur Körperlängsachse ausgerichtet sind. Es existieren keine Konversionsfaktoren, die spezielle Neigungen der Gantry berücksichtigen, wie beispielsweise bei der CT des Gehirns, um die Augenlinsen und Teile des knöchernen Gesichtsschädels vor der direkten Strahlenexposition zu schützen, oder bei der CT der Wirbelsäule mit bandscheibenparallelen Schichten. Ein Extremfall ist die koronare Schnitfführung in der Schädelregion, bei der neben einer starken Gantryneigung auch eine Überstreckung des Kopfes notwendig ist und die häufig bei pathologischen Veränderungen des Orbitabodens, beispielsweise Orbitabodenfraktur durchgeführt wird. Die Untersuchung des Hirnstamms erfordert eine spezielle Gantryneigung und nicht axiale Abtastung, um Aufhärtungsartefakte zwischen den beiden Felsenbeinen zu verringern. Eine Dosisberechnung kann für eine Untersuchungsregion erfolgen, bei der die oberste Schicht durch den am weitesten kranial und die unterste Schicht durch den am weitesten kaudal gelegenen direkt

exponierten Körperteil verläuft. Die so berechneten Dosiswerte stellen maximale Schätzwerte dar.

### *Spiral-CT*

Die spiralförmige Abtastung wurde erst in den frühen 90-er Jahren in die Klinik eingeführt (Kalender und Mitarb. 1990a und 1990b) und konnte bei der Erstellung der Konversionsfaktoren nicht berücksichtigt werden. Auch in den Anleitungen zur Anwendung der Konversionsfaktoren wird die Spiral-CT nicht erwähnt. Die Konversionsfaktoren gelten ganz streng genommen für die konventionelle CT (Standard-CT oder "Schicht für Schicht"-CT).

Die Dosisverteilung innerhalb des Körpers bei der Spiral-CT unterscheidet sich von der bei der konventionellen CT. Dies betrifft sowohl die axiale als auch radiale Dosisverteilung und wurde filmdosimetrisch innerhalb eines quaderförmigen Phantoms gezeigt (Hidajat und Mitarb. 1998a und 1999a). In Abhängigkeit von der Schichtkollimation kann es bei der konventionellen CT an den Übergangsbereichen von zwei benachbarten Schichten zu relativen Dosisspitzen kommen. Diese treten am stärksten in der Nähe der Körpermitte auf, da hier die Dosisprofile am breitesten sind (Abb. 3 und 4). Solche Dosisspitzen bleiben bei der Spiral-CT aus. Bei der Spiral-CT wird aufgrund des kontinuierlichen und gleichmäßigen Tischvorschubs jeder Punkt innerhalb der Scanregion vom Primärstrahlenbündel erfaßt, und zwar sowohl vom Zentralstrahl als auch von den Bereichen außerhalb des Zentralstrahls. Hierdurch werden die Dosisschwankungen in axialer Richtung im Vergleich zu denen bei der konventionellen CT bereits reduziert. Bei annähernd symmetrischem und homogenem Körper, dessen Längsachse mit der Rotationsachse des Systems zusammenfällt, ist die Dosis in der Nähe der Körpermitte in axialer Richtung gleichmäßig. Dies ist am deutlichsten erkennbar bei Abtastungen, bei denen der Tischvorschub größer ist als die Schichtdicke. Bei der konventionellen CT entstehen Abtastlücken, die parallel zur Schichtebene ausgerichtet sind. Bei der Spiral-CT entstehen Dosistäler und Schichten, die sich in den äußeren Regionen des Körpers an gleichen Tischpositionen gegenüberstehen. In der Nähe der Körpermitte treten bei der Spiral-CT keine Dosisschwankungen auf (Abb. 5 und 6).

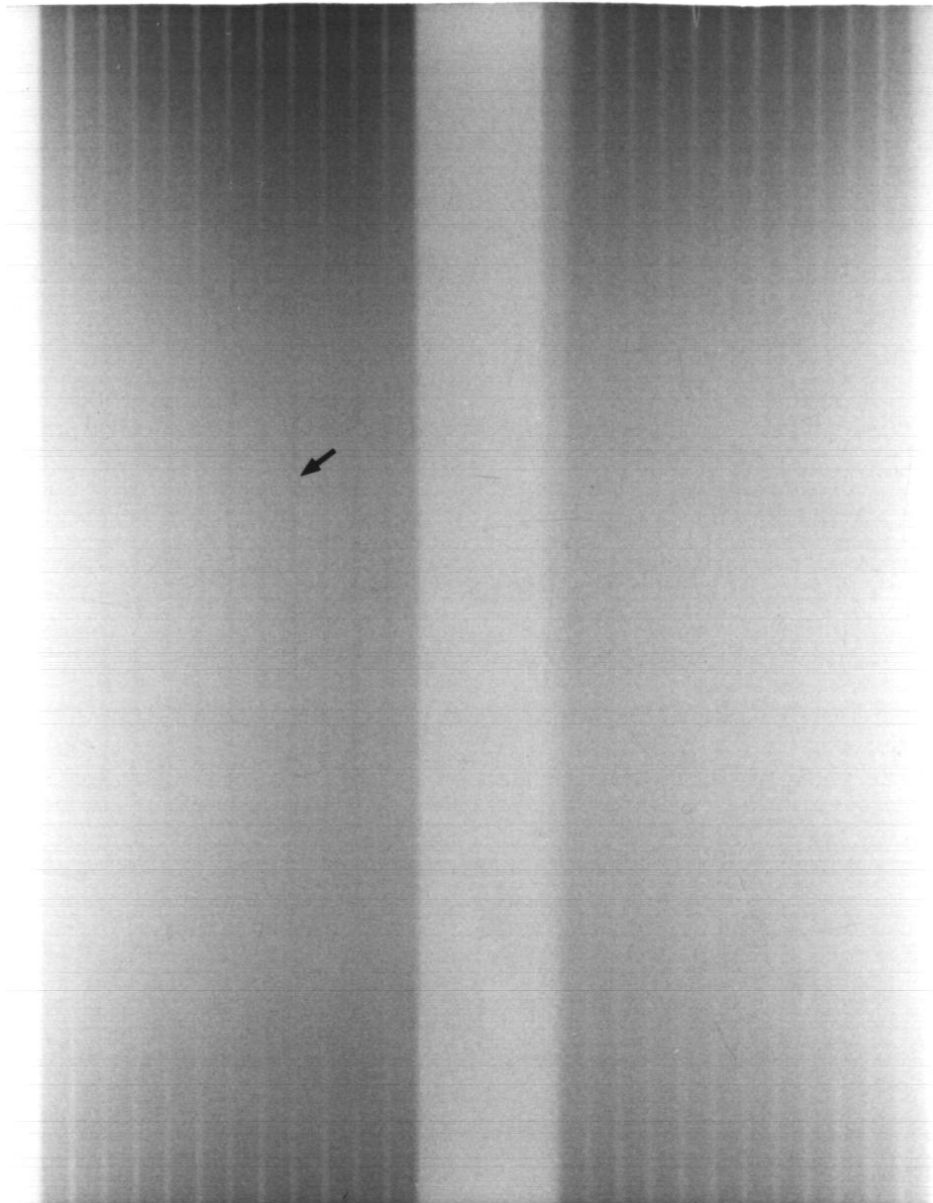


Abb. 3 : Meßfilme (x-omat, Kodak, Rochester, USA), exponiert innerhalb eines quaderförmigen Phantoms aus Plexiglas, links mit einer konventionellen CT mit 12 Schichten, einer Schichtdicke von 5 mm und einem Schichtabstand von 5 mm, rechts mit einer Spiral-CT mit 12 Rotationen, einer Schichtdicke von 5 mm und einem pitch von 1.  
Lokale Filmschwärzungsspitzen bei der konventionellen CT (Pfeil)

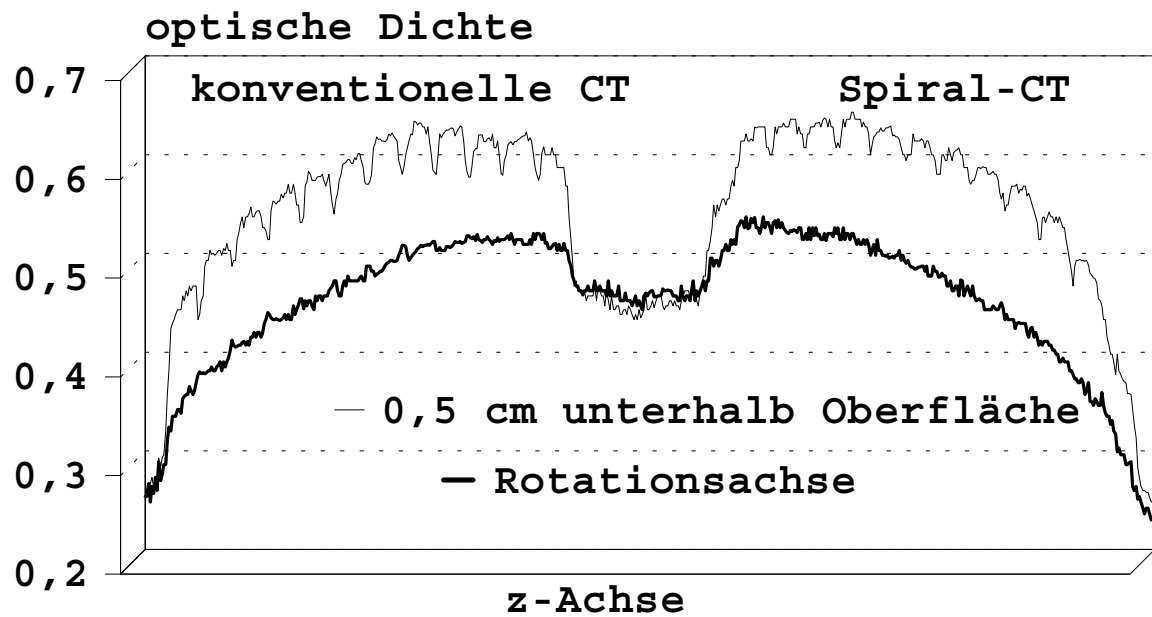


Abb. 4 : Axiales Dichteprofil auf dem Meßfilm von Abb. 3. Ähnliche Dichteprofile bei der konventionellen CT und Spiral-CT. Die auf dem Meßfilm sichtbaren Dosisspitzen bei der konventionellen CT erweisen sich als lokale Dosisspitzen, da die optischen Dichten im Bereich der Rotationsachse niedriger bleiben als die in der Nähe der Körperoberfläche

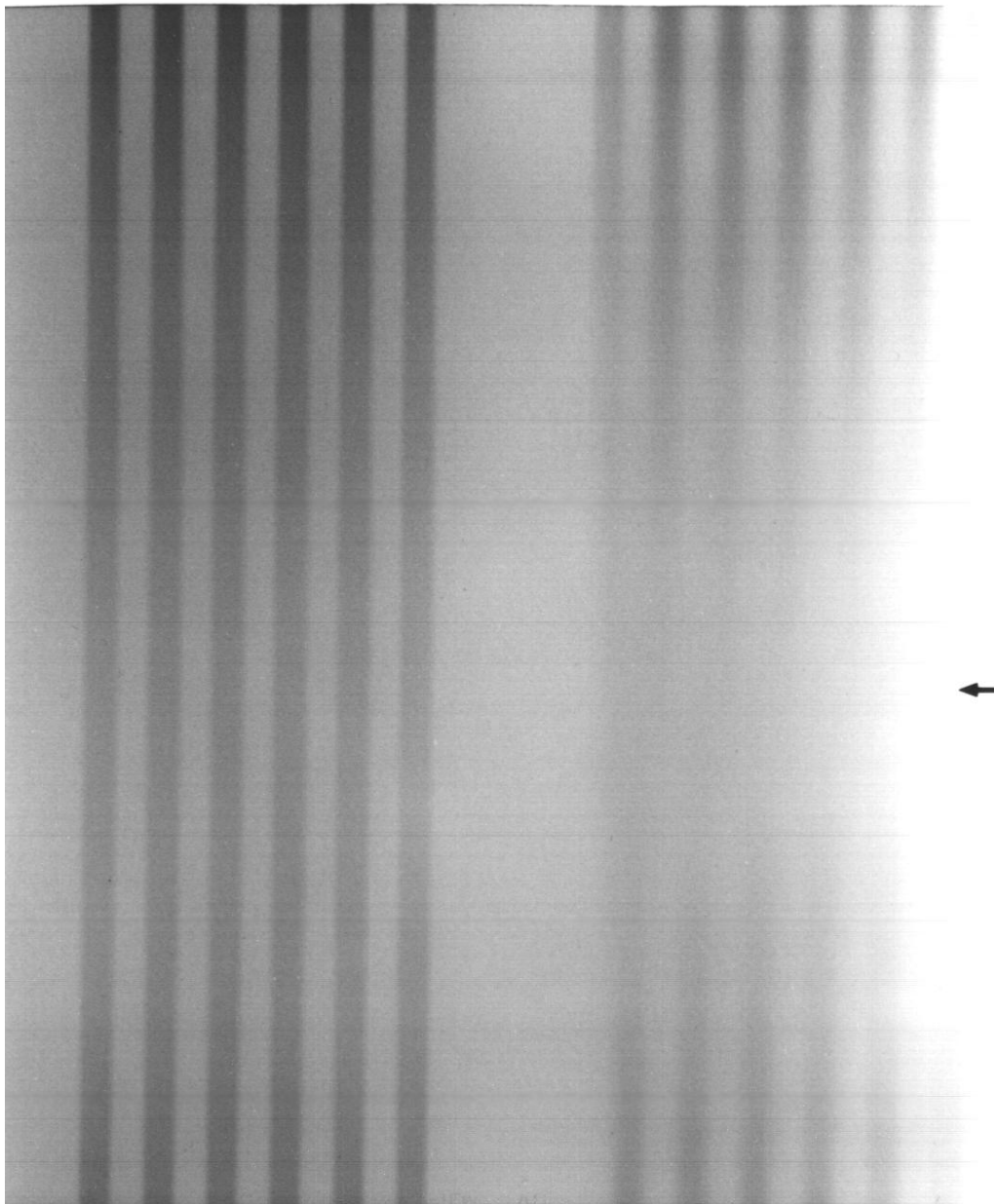


Abb. 5: : Meßfilme (x-omat, Kodak, Rochester, USA), exponiert innerhalb eines quaderförmigen Phantoms aus Plexiglas, links mit einer konventionellen CT mit 6 Schichten, einer Schichtdicke von 5 mm und einem Schichtabstand von 10 mm, rechts mit einer Spiral-CT mit 6 Rotationen, einer Schichtdicke von 5 mm und einem pitch von 2. Keine sichtbare Schwankung der Filmschwärzung in Höhe der Rotationsachse bei der Spiral-CT (Pfeil)



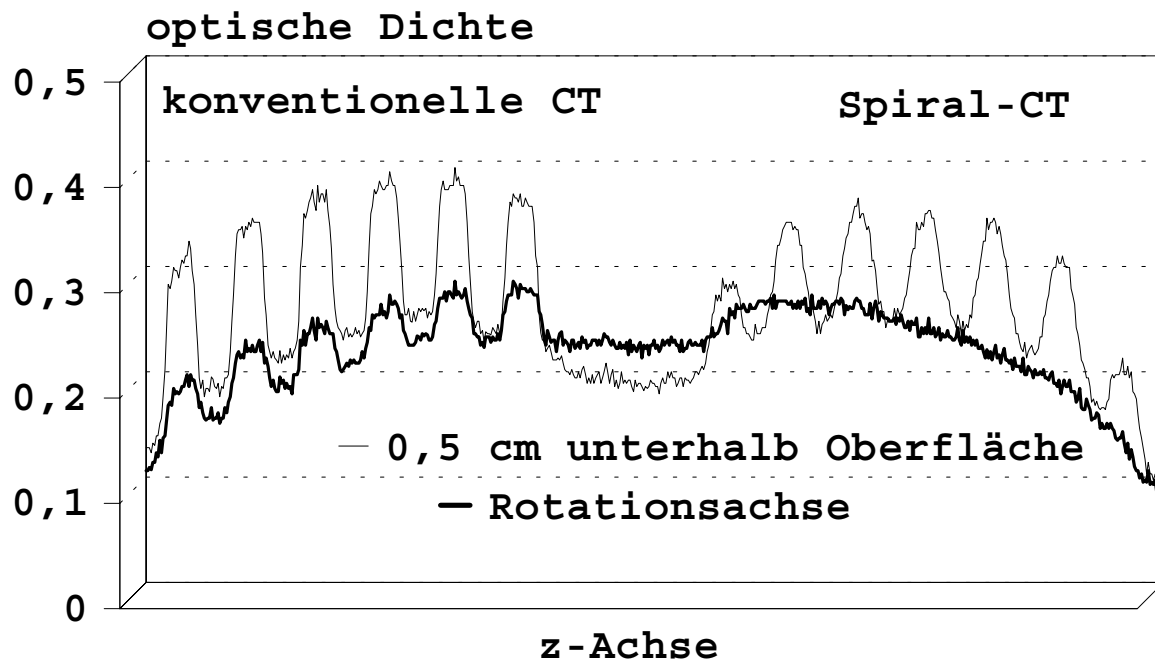


Abb. 6 : Axiales Dichteprofil auf dem Meßfilm von Abb. 5. Im Vergleich zur konventionellen CT geringere Schwankung der optischen Dichte und praktisch fehlende Schwankung der optischen Dichte im Bereich der Rotationsachse bei der Spiral-CT

Die radiale Dosisverteilung ist bei der konventionellen CT symmetrisch bezüglich der Rotationsachse. Bei der Spiral-CT entsteht durch den kontinuierlichen Tischvorschub eine asymmetrische radiale Dosisverteilung, da die Dosis im Bereich des Zentralstrahls auf der Eintrittsseite immer einem Dosistal auf der anderen Seite gegenübersteht.

Eine weitere Besonderheit der spiralförmigen Abtastung besteht darin, daß der Patient von der Seite, an der die Röhrenrotation beginnt und endet, insgesamt über eine längere Strecke exponiert wird als von der anderen Seite. Diese Strecke beträgt ein Tischvorschub.

Die Unterschiede in der axialen und radialen Dosisverteilung und in der bestrahlten Länge der Körperregion von unterschiedlichen Seiten bedeuten nicht unerhebliche Unterschiede in den Energiedosen. Für die Berechnung der Patientendosis, ausgedrückt als Organdosis und effektive Dosis, haben diese Unterschiede wahrscheinlich keine hohe Relevanz, da die Dosen für jedes Organ gemittelt werden und die meisten Organe im Vergleich zur Schichtdicke und zum Tischvorschub sehr groß sind.

Ein häufig nicht beachteter Unterschied zwischen den beiden Scantechniken ist derjenige, daß bei der Abtastung mittels Spiral-CT die Scanregion am Anfang und Ende jeweils um eine Rotation verlängert wird, da die Rekonstruktion der planaren Daten auf Interpolationsmethoden beruht (Kalender und Mitarb. 1990a, 1990b und 1991). Bei der Berechnung ist die Scanregion um jeweils eine Schicht nach kranial und nach kaudal zu verlängern.

Die vierte Kategorie der Problematik besteht in der Ungenauigkeit, die für ein Phantom berechnete Organdosis als Organdosis eines Menschen oder sogar eines individuellen Patienten anzusehen. Unterschiede zwischen dem mathematischen Phantom und dem Menschen in der radialen Position der Organe haben keine wesentliche Wirkung auf die Organdosis, da die Tiefendosiskurven, d.h. der Abfall der Dosis von der Oberfläche zur Mitte des Körpers, vergleichsweise flach sind, vor allem im Bereich der Körpermitte. In einem Rando-Phantom führt eine Verschiebung der Uterusregion um 1 cm in radialer Position innerhalb eines Radius von 6 cm um

die Körpermitte nur zu einem Dosisunterschied von unter 3 % (Zankl und Mitarb. 1991). Aus Dosismessungen an anthropomorphen Phantomen läßt sich belegen, daß die Dosen von Organen an unterschiedlichen radialen Positionen sich nur wenig voneinander unterscheiden, sofern sie vollständig innerhalb des Untersuchungsvolumens liegen. Nach den Meßwerten von Langkowski und Mitarb. (1994) beträgt bei der CT des Thorax das Verhältnis zwischen der Mammadosis und der Lungendosis 1,10. Mini und Mitarb. (1995) fanden bei der CT des Thorax zwischen der Mammadosis und der Ösophagusdosis ein Verhältnis von 1,46, bei der CT des Abdomens zwischen der Nierendosis und der Pankreasdosis ein Verhältnis von 1,53 und bei der CT des Beckens zwischen der Dünndarmdosis und der Ovariendosis ein Verhältnis von 1,35. Nach Messungen von Smith und Mitarb. (1994) beträgt bei der CT des Kopfes das Verhältnis zwischen der Linsendosis und der Gehirndosis bei acht verschiedenen Gerätetypen maximal 1,44. Dosisberechnungen mittels Konversionsfaktoren des NRPB (Jones und Shrimpton 1991) zeigen bei vier verschiedenen Gerätetypen, daß das Dosisverhältnis bei der CT des Kopfes zwischen der Augenlinse und dem Gehirn maximal 1,01 bis 1,32 und bei der CT des gesamten Abdomens zwischen peripher und zentral gelegenen Organen maximal 1,33 bis 1,54 beträgt (Abb. 7). Bei Kindern mit ihrem geringeren Körperumfang sind die Dosisunterschiede zwischen Organen in unterschiedlichen radialen Positionen geringer als bei Erwachsenen.

Die Unsicherheit bei der Übertragung der Rechenergebnisse auf einen Menschen besteht aber darin, daß das Phantom hinsichtlich der axialen Organlagen, d.h. der Höhe im Phantom und kraniokaudalen Ausdehnung der einzelnen Organe gravierende Unterschiede zum Menschen aufweist. Wie aus den axialen Lagen der Körperregionen und Organe bei Adam und Eva, die in Tab. 8 zusammengestellt sind, abgeleitet werden kann, liegen beispielsweise Lunge und Brust vollständig oberhalb der Leber. Dünn- und Dickdarm sind vollständig innerhalb des Beckens lokalisiert und haben mit den inneren Organen des Oberbauches praktisch keine Höhenüberlappung (Hidajat und Mitarb. 1996b). In zahlreichen Arbeiten werden mittels Konversionsfaktoren berechnete Patientendosen für verschiedene CT-Untersuchungen angegeben (Crawley and Rogers 1994, Lemke und Mitarb. 1995, Gosch und Mitarb. 1998). Selten wird darauf hingewiesen, daß durch die Unterschiede zwischen dem Menschen und dem mathematischen Phantom in den

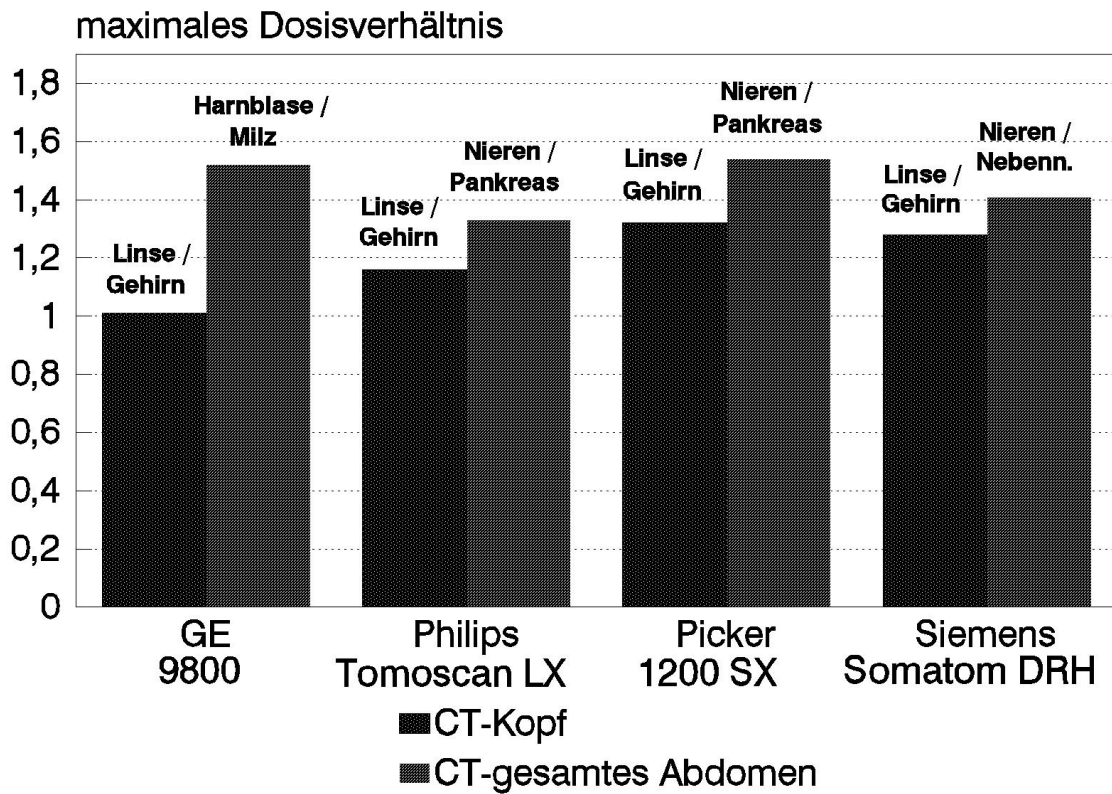


Abb. 7 : Maximales Verhältnis von Organdosen innerhalb der Untersuchungs-region : Bei der CT des Kopfes Dosisverhältnis Augenlinse / Gehirn, bei CT des gesamten Abdomens Dosisverhältnis Harnblase / Milz (GE 9800), Nieren / Pankreas (Philips Tomoscan LX), Nieren / Pankreas (Picker 1200 SX) bzw. Nieren / Nebennieren (Siemens Somatom DRH)

Tab. 8 : Axiale Lage der Körperregionen / Organe innerhalb der mathematischen Phantome Eva und Adam, beschrieben durch die Lagebeziehung zu den Landmarken und den Wirbeln

<b>Körper- region / Organ</b>	<b>Phantom Eva</b>		<b>Phantom Adam</b>	
	<b>Land- marke</b>	<b>Wirbel</b>	<b>Land- marke</b>	<b>Wirbel</b>
<b>Schädel</b>	<b>89-75</b>		<b>94-79</b>	
<b>HWS</b>	<b>74-65</b>		<b>78-69</b>	
<b>BWS</b>	<b>63-39</b>		<b>67-41</b>	
Lunge	64-41	C7/Th1 - Th11/12	68-44	C7/Th1 - Th11
Brust	53-42	Th6 - Th11		
<b>LWS</b>	<b>37-42</b>		<b>38-25</b>	
Leber	41-26	Th11/12 - L4	43-28	Th11/12 - L4
Magen	41-26	Th11/12 - L4	44-28	Th11 - L4
Milz	41-30	Th11/12 - L3	43-32	Th11/12 - L2/3
Pankreas	38-22	Th12/L1 - L2/3	41-34	Th12 - L2/3
Nieren	36-26	L1 - L4	38-28	L1 - L4
Dünndarm	26-16	L4 - mittler. Sakrum	27-18	L4 - mittler. Sakrum
Kolon(I)	26-14	L4 - unter. Sakrum	27-15	L4 - unter. Sakrum
Kolon(II)	23- 1	L5 - Rumpfende	24- 1	L5 - Rumpfende
<b>Sakrum + Kokzyg.</b>	<b>22- 8</b>		<b>24- 8</b>	
Ovarien	16-12	unter. Sakrumdrittel		
Uterus	15-12	unter. Sakrumdrittel		
Harnblase	11- 5	unter. Sakr.-Kokzyg	12- 5	unter. Sakr.-Kokzyg.
<b>Beckenknochen</b>	<b>25- 1</b>		<b>27- 1</b>	
<b>Hoden</b>			<b>0- -4</b>	

Kolon(I) = Colon asc + transv

Kolon(II) = Colon desc + sigm

Organlagen große Fehler in der Berechnung der Organdosen zu erwarten sind. Auch in den das Tabellenwerk der Konversionsfaktoren mitgelieferten Handbüchern sind Erläuterungen zu Unterschieden in den axialen Positionen der Organe und deren Folgen für die Rechenergebnisse nicht gegeben.

Im folgenden wird für die CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens untersucht, inwieweit die Unterschiede zwischen dem Menschen und dem mathematischen Phantom in den axialen Organlagen zu Fehlschätzungen der Organdosen führen können. Es wird eine Lösungsmöglichkeit gesucht, die mit hohem Aufwand erstellten und leicht anwendbaren Konversionsfaktoren für die Dosisberechnung zu nutzen.

### *Methodik*

Für die Berechnungen der Organdosen dienten die Konversionsfaktoren der mathematischen Phantome Adam und Eva der GSF. Es wurde eine Spannung von 125 kV und eine Filtration mit 2,2 mm Al + 0,2 mm Cu (Strahlenqualität B) angenommen. Da die angegebene Strahlenqualität der eines Siemens Somatom DRH ähnelt, wurde die an einem solchen Gerät gemessene Achsendosis von 10,64 mGy pro 100 mAs für eine Schichtdicke von 8 mm (eigene Messung) für die Dosisberechnungen verwendet. Das Strom-Zeit-Produkt wurde auf 280 mAs eingestellt. Da am Somatom DRH eine der Landmarke entsprechende Schichtdicke von 10 mm nicht eingestellt werden kann, wurde angenommen, daß die gemessene Achsendosis wie bei anderen CT-Geräten der Fa. Siemens für 10 und 8 mm sehr ähnlich ist. Gemäß den Empfehlungen von ICRP 60 (ICRP 1991) zur Abschätzung des Strahlenrisikos wurden die mittleren Dosen von risikorelevanten Organen ermittelt. Die effektiven Dosen für die Phantome Eva und Adam wurden gemittelt. Für die Berechnung der Ösophagusdosis, die in die effektive Dosis mit eingeht, mußte eine weitere Abschätzung erfolgen, da für den Ösophagus keine Konversionsfaktoren angegeben sind. Hierbei wurde die mittlere Ösophagusdosis bestimmt als  $\frac{1}{6}$  der Schilddrüsendosis plus  $\frac{5}{6}$  der Lungendosis (Geleijns und Mitarb. 1994).

Betrachtet wurden die CT des Thorax, des Oberbauches, des Pankreas, des Beckens und des gesamten Abdomens bezüglich möglicher Fehlschätzungen der Organdosen. Dabei wurde als Thorax der gesamte thorakale Körperabschnitt von der

Lungenspitze bis zum Lungenunterrand bezeichnet. Der Oberbauch erfaßte die Region von der Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Nieren. Als Pankreasregion wurde der Körperabschnitt vom Pankreasoberrand bis zum -unterrand angesehen. Als Becken galt die Region vom Oberrand des knöchernen Beckens bis zum Beckenboden und als gesamtes Abdomen der Körperabschnitt von der Zwerchfellkuppe bis zum Beckenboden. Es wurden gemäß der in Tab. 9 angegebenen Untersuchungsregionen die Organdosen berechnet und hieraus die effektiven Dosen ermittelt.

Tab. 9 : Die verschiedenen Untersuchungsregionen relativ zu den Landmarken der beiden Phantome Eva und Adam

<b>Untersuchungsregion</b>	<b>Landmarke</b>	
	<b>Phantom Eva</b>	<b>Phantom Adam</b>
Thorax (Lungenspitze bis Lungenunterrand)	64-41	68-44
Oberbauch (Zwerchfellkuppe bis Nierenunterrand)	41-26	43-28
Pankreas (Pankreasoberrand bis -unterrand)	38-32	41-34
Becken (Beckenoberrand bis Beckenboden)	26- 1 *	28- 1
gesamtes Abdomen (Zwerchfellkuppe bis Beckenboden)	41- 1	43- 1

\* Beckenoberrand entspricht Darmoberrand (Kramer und Mitarb. 1982)

Die Abstände der einzelnen Organe des Phantoms zu den Untersuchungsregionen lassen sich aus Tab. 8 und 9 ansehen. Dagegen können die anatomischen Verhältnisse des Menschen interindividuell sehr unterschiedlich sein, so daß Annahmen gemacht werden müssen. Es wurde davon ausgegangen, daß bei der CT des Thorax etwa 1/5 des Oberbauches direkt exponiert wird, bei der CT des Oberbauches und des gesamten Abdomens 1/8 der Lunge und bei der CT des

Oberbauches und des Pankreas die obere Hälfte des Dünndarms und das obere Viertel des Kolons innerhalb der Untersuchungsregion liegen. Der gleiche Anteil des Dünndarms und des Kolons wurde bei der CT des Beckens beim Menschen als außerhalb der Untersuchungsregion gelegen angesehen. Bei der CT des Thorax wurde außerdem 1/4 der Brust als außerhalb der Untersuchungsregion gelegen angesehen.

Liegt ein Organ beim Phantom außerhalb der Untersuchungsregion und beim Menschen zum Teil innerhalb dieser Region, so wurden zur in Tab. 9 angegebenen Untersuchungsregion zusätzliche Schichten durch den Teil des Organs betrachtet, der beim Menschen innerhalb der Untersuchungsregion liegen würde. Wird dieses Organ beim Menschen nur am Rande der Untersuchungsregion direkt exponiert, wie beispielsweise die Lunge bei der CT des Oberbauches, so wird die durch die zusätzlichen Schichten entstandene Organdosis zu der zuvor ermittelten Organdosis hinzuaddiert. Wird das Organ in einem großen Teil der Untersuchungsregion direkt exponiert, wie beispielsweise der Darm bei der CT des Oberbauches und des Pankreas, so wird die durch die zusätzlichen Schichten entstandene Organdosis als neue Organdosis angenommen. Liegt der umgekehrte Fall vor, das heißt, ein Organ liegt beim Phantom vollständig innerhalb der Untersuchungsregion, beim Menschen jedoch zum Teil außerhalb dieser Region, dann wurden Schichten durch den Teil des Organs gelegt, der beim Menschen innerhalb der Untersuchungsregion liegen würde. Die durch diese Schichten entstandene Organdosis wird als neue Organdosis angenommen. Die effektiven Dosen wurden erneut unter Berücksichtigung der neuen Organdosen bestimmt.

Um die neuen Organdosen zu berechnen, müssen die für den Menschen angenommenen Verhältnisse und die topographische Beziehung der Organe zur Untersuchungsregion im Phantom simuliert werden. Hierbei wurden beim Phantom von einer kraniokaudalen Gesamtausdehnung des Oberbauches von 16 cm, der Lunge von 24 bzw. 25 cm, des Dünndarms von 11 bzw. 10 cm und des Kolons von 26 bzw. 27 cm ausgegangen (Tab. 8). Entsprechend wurden bei der CT des Thorax die oberen drei Landmarken des Oberbauches als zusätzliche Schichten betrachtet, bei der CT des Oberbauches die unteren drei Landmarken der Lunge und bei der CT des Oberbauches und des Pankreas die oberen 6 Landmarken des Dünndarms und



des Kolons. Bei der CT des Beckens wurde der gleiche Anteil des Dünndarms und des Kolons als außerhalb der Untersuchungsregion gelegen angesehen. Außerdem wurden bei der CT des Thorax die unteren 3 Landmarken der Brust als außerhalb der Untersuchungsregion gelegen angesehen.

### *Ergebnisse*

Aus Tab. 8 ist ersichtlich, daß zwischen dem weiblichen und dem männlichen Phantom im Hinblick auf die Lage der thorakalen und abdominellen Organe ein Unterschied von maximal einer halben Wirbelhöhe besteht. Ausgehend von den Organlagen im Phantom ist bei der CT des Thorax die Brust vollständig erfaßt, und die Oberbauchorgane Magen, Leber und Milz liegen im Gegensatz zu den Verhältnissen des Menschen vollständig außerhalb der Untersuchungsregion. Analog befinden sich bei der CT des Oberbauches, ausgehend vom Phantom, die Lunge und die Brust vollständig außerhalb der Untersuchungsregion. Der Magen reicht beim Phantom weiter nach kaudal als beim erwachsenen Menschen in Rückenlage und wird bei jeder Schicht durch den Oberbauch und das Pankreas mit erfaßt. Der Dünndarm und das Kolon des Phantoms liegen vollständig intrapelvin und zeigen zum Pankreasunterrand einen Abstand von anderthalb Wirbelhöhen. Eine direkte Exposition des Dünndarms und des Kolons bei der CT des Oberbauches und des Pankreas liegt bei den Organlagen des Phantoms nicht vor, während bei der CT des Beckens der gesamte Darm direkt exponiert wird.

Die Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse des Menschen kann bei der CT des Thorax, des Oberbauches, des Beckens und des gesamten Abdomens zu Abweichungen der berechneten Organdosen um einen Faktor von bis zu 3,47 führen. Die stärksten Abweichungen der Organdosen zeigen sich jedoch bei der CT des Pankreas und betreffen die Dosis des Colon descendens und sigmoideum mit einem Faktor von 15,19 (Abb. 8-11). Die effektiven Dosen ändern sich am stärksten bei der CT des Oberbauches und des Pankreas mit einem Faktor von 1,15 und am wenigsten bei der CT des gesamten Abdomens mit einem Faktor von 1,04. Bei der CT des Thorax liegt die Abweichung der effektiven Dosis bei einem Faktor von 1,09 und bei der CT des Beckens bei einem Faktor von 0,94. Wird berücksichtigt, daß bei der CT des Thorax 1/4 der Brust außerhalb der Untersuchungsregion liegt, sinkt die Brustdosis um 14%. Damit wird die Anhebung der effektiven Dosis durch die

zusätzliche Exposition der Oberbauchorgane teils ausgeglichen und die Abweichung der effektiven Dosis reduziert sich für das Phantom Eva vom Faktor 1,08 auf 1,06.

## CT des Thorax

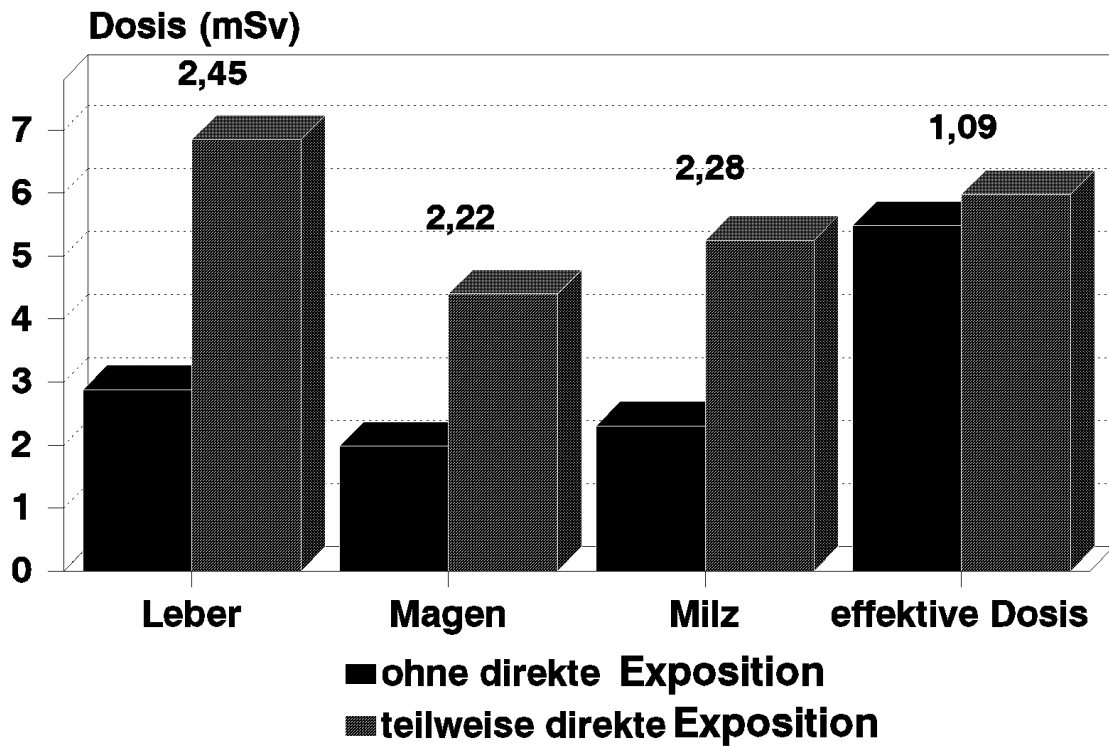


Abb. 8 : Berechnete Organdosen und effektive Dosis bei der CT des Thorax ohne direkte Exposition des Oberbauches und mit direkter Exposition der oberen drei Landmarken der Oberbauchorgane. Die Zahlen über den Balken bezeichnen die Faktoren, mit denen sich die Dosen unterscheiden.

## CT des Oberbauches

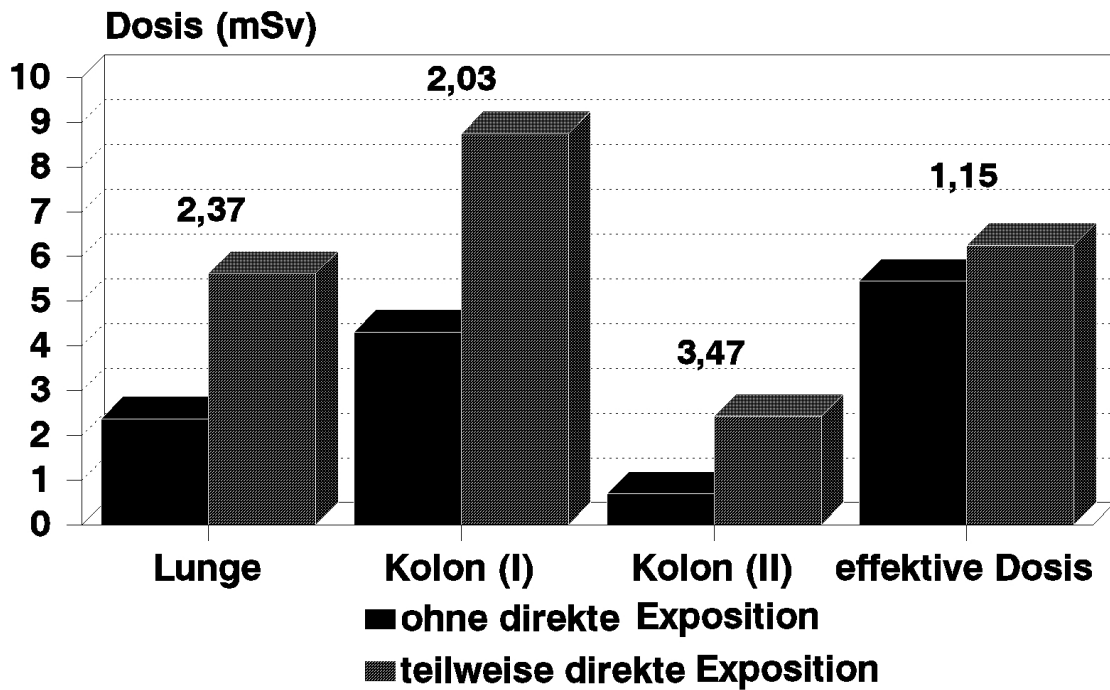


Abb. 9 : Berechnete Organdosen und effektive Dosis bei der CT des Oberbauches ohne direkte Exposition der Lunge, des Kolons und Dünndarms und mit direkter Exposition der unteren drei Landmarken der Lunge und oberen sechs Landmarken der Darmorgane. Die Zahlen über den Balken bezeichnen die Faktoren, mit denen sich die Dosen unterscheiden. (Kolon(I) = Colon asc + transv, Kolon(II) = Colon desc + sigm)

## CT des Pankreas

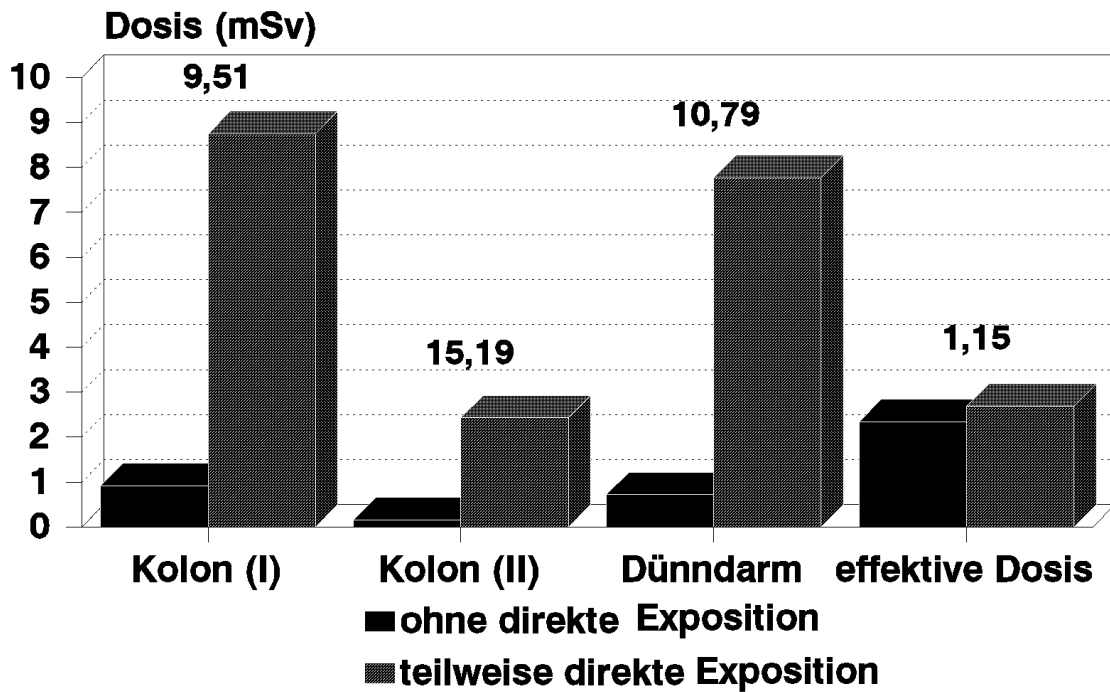


Abb. 10 : Berechnete Organdosen und effektive Dosis bei der CT des Pankreas ohne direkte Exposition des Kolons und Dünndarms und mit direkter Exposition der oberen sechs Landmarken der Darmorgane. Die Zahlen über den Balken bezeichnen die Faktoren, mit denen sich die Dosen unterscheiden. (Kolon(I) = Colon asc + transv, Kolon(II) = Colon desc + sigm)

## CT des Beckens

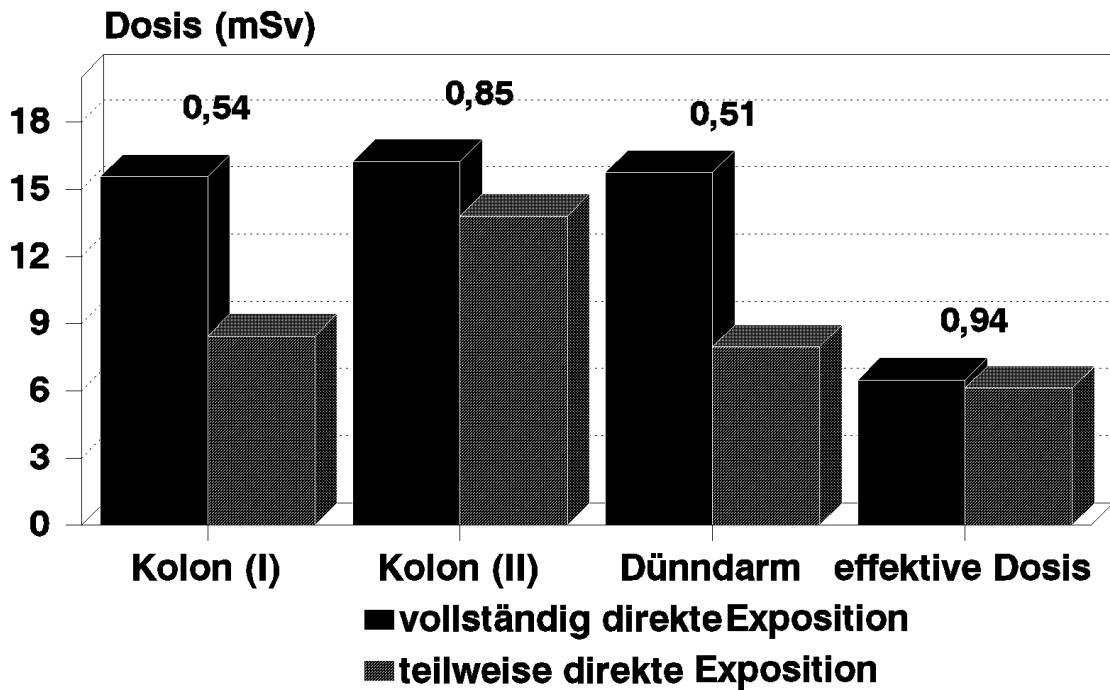


Abb. 11: Berechnete Organdosen und effektive Dosis bei der CT des Beckens mit direkter Exposition des gesamten Kolons und Dünndarms und ohne direkte Exposition der oberen sechs Landmarken der Darmorgane. Die Zahlen über den Balken bezeichnen die Faktoren, mit denen sich die Dosen unterscheiden. (Kolon(I) = Colon asc + transv, Kolon(II) = Colon desc + sigm)

## *Diskussion*

Die Festlegung der computertomographisch zu untersuchenden Körperregion hängt von der klinischen Fragestellung ab und muß vor allem bei jungen Patienten die Strahlenexposition und das damit verbundene Strahlenrisiko berücksichtigen. Die Dosisabschätzungen sind aber aufgrund der Unterschiede zwischen den Organlagen des Phantoms und der gewohnten Anatomie häufig sehr schwierig. Es stellt sich die Frage, wie groß die Abweichungen von den tatsächlichen Organdosen sind und welchen Einfluß diese Abweichungen auf die Risikoabschätzung haben.

In dem Fall, daß ein Organ sich beim Phantom außerhalb der Untersuchungsregion und beim Menschen zum Teil innerhalb dieser Region befindet, wird die Organdosis fälschlicherweise als reine Streustrahlendosis berechnet. So wird infolge der fehlenden Höhenüberlappung zwischen dem Thorax und dem Abdomen des Phantoms die Magen-, Leber- und Milzdosis bei der CT des Thorax unterschätzt. Während die Grenze zwischen dem Thorax und dem Abdomen des Phantoms in Höhe des 11. und 12. Brustwirbels realistisch ist, reicht der Magen des Phantoms im Vergleich zur Lage beim erwachsenen Menschen in Rückenlage viel weiter nach kaudal. Somit wird bei der CT des Thorax die mittlere Organdosis unterschätzt. Der mit dem Abstand nahezu exponentielle Dosisabfall (Burgess 1985) verstärkt diese Unterschätzung der Magendosis. Weitere Unterschätzungen der Organdosen betreffen die Lunge bei der CT des Oberbauches und des gesamten Abdomens, in vielen Fällen auch die Brust, wenn die unteren Anteile in Wirklichkeit direkt exponiert werden. Eine stärkere Diskrepanz zwischen dem Phantom und dem Menschen besteht in der intrapelvinen Lage des gesamten Darms beim Phantom, die zur Unterschätzung der Organdosis bei der CT des Oberbauches und des Pankreas führt. Bei der CT des Pankreas muß die Dosisunterschätzung wegen des größeren Abstandes zwischen dem Darm und dem Pankreas beim Phantom ganz erheblich sein.

In dem Fall, daß ein Organ beim Phantom innerhalb der Untersuchungsregion, beim Menschen aber zum Teil außerhalb dieser Region liegt, wird bei den Berechnungen fälschlicherweise von einer direkten Exposition des gesamten Organs ausgegangen. Dies kann bei der CT des Thorax zu einer Überschätzung der Brustdosis führen. Bei der CT des Beckens müssen die Dosen des Dünndarms und des Kolons überschätzt

sein. Überschätzungen der Organdosen liegen auch vor, wenn das Organ beim Phantom näher zur Untersuchungsregion liegt als beim Menschen, und betreffen beispielsweise die Magen- und Leberdosis bei der CT des Beckens. Die Magendosis wird bei der CT des Pankreas überschätzt, da der Magen beim Phantom in der gesamten Untersuchungsregion direkt exponiert wird, während beim Menschen nur der untere Teil des Magens und obere Teil des Pankreas sich überlappen.

Die Unterschätzungen der Magen- und Leberdosis bei der CT des Thorax sind vereinbar mit den Ergebnissen von Geleijns u. Mitarb. (1994). Die Autoren verglichen die mittels der mathematischen Phantome Adam und Eva und des hermaphroditen Phantoms berechneten Organdosen mit den in einem Rando-Phantom gemessenen Organdosen. Dabei wurden im Rando-Phantom Thermolumineszenzdosimeter entsprechend den anatomischen Verhältnissen des Menschen eingesetzt. Die berechnete Magen- und Leberdosis betrugen etwa 27% bzw. 43% der gemessenen Organdosen.

Realistisch sind die Dosen derjenigen Organe, die sowohl beim Phantom als auch beim Menschen innerhalb der Untersuchungsregion liegen. Hierauf wurde hingewiesen (Geleijns und Mitarb. 1994). Bei einer Ganzkörper-CT-Untersuchung unterscheiden sich die in einem anthropomorphen Phantom mittels Thermolumineszenzdosimeter gemessenen mittleren Dosen von den an einer dreidimensionalen mathematischen Rekonstruktion des gleichen Phantoms berechneten um höchstens 15% (Veit und Mitarb. 1992). Dies zeigt, daß die Energieabsorptionen im menschenäquivalenten Gewebe durch die Monte-Carlo-Berechnungen adäquat simuliert werden.

Die beschriebenen Unterschiede zwischen den Organlagen des Phantoms und den anatomischen Verhältnissen des Menschen zu quantifizieren, ist praktisch nicht möglich. Entsprechend ist es äußerst schwierig, die damit verknüpften Fehlschätzungen der Organdosen zu quantifizieren. Dies wurde hier versucht, indem derjenige Organanteil, dessen topographische Beziehung zur Untersuchungsregion beim Phantom nicht mit der beim Menschen übereinstimmt, gesondert betrachtet wurde. Dieser Organanteil kann natürlich nur grob geschätzt werden.



Die in dieser Arbeit beschriebenen Abweichungen der Organlagen des Phantoms von der Realität sind für die effektive Dosis in der Regel kaum von Bedeutung. Dies ist bereits an der Tatsache zu erkennen, daß die Dosen derjenigen Organe, die zwangsläufig korrekt in der Zielregion liegen, wie die Lunge bei der CT des Thorax, vergleichsweise hoch sind und entsprechend großen Beitrag zur effektiven Dosis liefern, das heißt, ein großer Teil der berechneten effektiven Dosis ist bereits realistisch. Bei der CT des gesamten Abdomens liefern mehr Organe einen realistischen Beitrag zur effektiven Dosis als bei der CT des Oberbauches und des Pankreas, so daß die Fehlschätzung der effektiven Dosis geringer sein muß. Fehlschätzungen von Organdosen sind für die effektive Dosis praktisch bedeutungslos, wenn diese Organe kleine Wichtungsfaktoren haben wie der Dünndarm und das Colon ascendens und transversum mit einem Wichtungsfaktor von nur 0,005. Stärkere Fehlschätzungen der Organdosen führen dann auch zu einer relativ geringen Fehlschätzung der effektiven Dosis, wenn Unterschätzungen und Überschätzungen von Organdosen sich zum Teil kompensieren. So können sich bei der CT des Thorax die Unterschätzung der Dosen der Oberbauchorgane und die Überschätzung der Brustdosis einander zum Teil kompensieren. Bei der CT des Pankreas liegt neben einer Unterschätzung der Darmdosis eine Überschätzung der Magendosis vor.

Obwohl Genauigkeitsanforderungen bei der Abschätzung von Patientenexpositionen nicht übertrieben werden sollen, muß der Abschätzungsfehler quantitativ vorstellbar sein. Diese Ausführungen zeigen ein selten beachtetes, aber großes Problem bei der Berechnung von Organdosen mittels mathematischer Phantome und Konversionsfaktoren bei der CT. Eine Lösungsmöglichkeit für dieses Problem besteht darin, daß die Organdosen nicht als die relevanten Dosiswerte anzusehen sind, sondern vielmehr die effektive Dosis zur Zielgröße bei den Berechnungen erklärt wird. Trotz der zum Teil erheblichen Fehlschätzungen der Organdosen ist eine realistische Abschätzung der effektiven Dosis möglich und schließlich ist die effektive Dosis die entscheidende Größe zur Beurteilung des Gesamtrisikos.

### *Schlußfolgerungen*

1. Wesentliche Unterschiede zwischen den zur Dosisberechnung verwendeten mathematischen Phantomen und dem Menschen betreffen die kraniokaudale

Ausdehnung der Organe, den Abstand und die Höhenüberlappung zwischen den einzelnen Organen.

2. Für Organe, die sowohl beim Menschen als auch beim zugrundegelegten Phantom in der Untersuchungsregion liegen, sind die berechneten Dosen realistisch. Erhebliche Fehlschätzungen können jedoch bei denjenigen Organen auftreten, die im Realfall innerhalb der Untersuchungsregion, im zugrundegelegten Phantom weit von der betrachteten Untersuchungsregion liegen. Hierbei betragen die Fehler bis zu einem Faktor von über 15. Solche Fehler treffen jedoch nur für wenige Organe zu und beeinflussen daher die effektive Dosis nur in geringem Maße.

3. Die aus den berechneten Organdosen ermittelte effektive Dosis für die CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens ist trotz Unterschiede zwischen den Organlagen des Phantoms und den anatomischen Verhältnissen des Menschen realistisch. Mit der effektiven Dosis als Zielgröße ist daher die Methode der Dosisberechnung mittels mathematischer Phantome von großem Wert im Strahlenschutz.

#### **4.2.2 Meßverfahren**

Das Hauptproblem bei der Messung von Organdosen und Bestimmung der effektiven Dosis mit dem anthropomorphen gewebeäquivalenten Phantom besteht in dem großen Aufwand an Zeit und Kosten, die für das Phantom, die TLD und das Personal ausgegeben werden. Tab. 10 zeigt, daß die Gesamtzeit, die benötigt wird, um die Organdosen für eine einzige Untersuchung zu erhalten, sich auf etwa 14 h beläuft, wobei mindestens eine Arbeitskraft benötigt wird. Die aus statistischen Gründen häufig notwendigen Wiederholungen der Untersuchung können Tage erfordern. Bei Annahme eines vollautomatisch funktionierenden Dosimetriesystems benötigt eine Arbeitskraft immer noch 6,5 h für das Ein- und Austüten der TLD, Einsetzen der TLD ins Phantom und Abmontieren vom Phantom sowie Simulation der CT-Untersuchung. Zum Mindestzeitaufwand für die Arbeitskraft kommt gegebenenfalls die Zeit für den Transport des Phantoms zum Gerät hinzu. Zu berücksichtigen ist falls noch nicht vorhanden auch der finanzielle Aufwand für das Rando-Phantom, das TLD-Auswertesystem und die TLD. Der Preis für ein Rando-Phantom beträgt zur Zeit DM 42 000, für ein TLD-Auswertesystem inklusive Software je nach Ausführung

mindestens DM 39 000 und für ein einzelnes TLD je nach Stückzahl maximal DM 10 (persönliche Mitteilung Fa. Bicron, Wermelskirchen, Stand: 25.01.2000).

Tab. 10 : Abschätzung des Zeitaufwandes für die einzelnen Schritte bei der Bestimmung von Organdosen in einem Rando-Phantom mittels TLD für eine einzige CT-Untersuchung

<b>Schritt</b>	<b>Zeitbedarf (h)</b>	<b>Durchführung</b>
Pre-irradiation annealing	3	automatisch
Eintüten von 200 TLD	2	manuell
Einsetzen der TLD ins Phantom	1,5	manuell
Simulation der CT-Untersuchung	0,5	manuell / automatisch
Abmontieren der TLD vom Phantom	0,5	manuell
Wiederaustüten von 200 TLD	2	manuell
Post-irradiation annealing	1	automatisch
Auswertung am Dosimetriesystem	3	manuell / automatisch
Berechnung von Organdosen	0,5	manuell
Gesamtzeit	14	
Mindestzeitaufwand für eine Arbeitskraft	6,5	

Aus Zeit- und Kostengründen ist es praktisch kaum möglich, für alle CT-Untersuchungen mit unterschiedlichen Werten für Schichtdicke und Spannung und unterschiedlichen Untersuchungsregionen die Organdosen und effektive Dosis in einem anthropomorphen gewebeäquivalenten Phantom zu messen. Daher muß eine Lösung gefunden werden, die erlaubt, die Organdosen und effektive Dosis zeit- und kosteneffektiv zu messen. Dabei ist aufgrund der bereits großen Zahl an Dosisgrößen und Phantomen bei der CT aus anwenderfreundlichen Gründen erstrebenswert, bereits existierende Größen und Phantome zur Abschätzung der Organdosen und effektiven Dosis zu benutzen.

#### *Material und Methodik*

Von allen in Berlin im Jahre 1999 betriebenen Gerätetypen wurden diejenigen ausgesucht, für die spezifische Konversionsfaktoren des NRPB existieren. Diese

waren der Somatom DRH (Fa. Siemens, Erlangen) und der Tomoscan CX/S (Fa. Philips, Eindhoven, Niederlande). An beiden Geräten wurden die Achsendosis und der CTDI über 15 cm mittels einer Ionisationskammer (PC-4P, Capintec Instruments Inc., Pittsburgh, USA) mit einer Länge von 15 cm und einem Durchmesser von 7 mm gemessen. Beide Dosisgrößen wurden ausgedrückt als Energiedosen in Luft. Für die CTDI-Messungen wurden CTDI-Phantome für den Kopf und Körperstamm verwendet. Die Dosismessungen erfolgten bei einer Röhrenspannung von 125 bzw. 120 kV und einer nominellen Schichtdicke von 8 bzw. 10 mm. Aus den  $CTDI_{15cm}$  wurde mittels Integrationskorrekturfaktoren (Tab. 3) der  $CTDI_{10cm}$  berechnet. Alle Dosiswerte wurden auf 100 mAs bezogen.

Der gewichtete CTDI ( $CTDI_w$ ) wurde nach Leitz und Mitarb. (1995) bestimmt als die Summe von  $2/3$  der mittleren peripheren  $CTDI_{10cm}$ -Werte und  $1/3$  des zentralen  $CTDI_{10cm}$ -Wertes. Das Dosislängenprodukt (DLP) wurde definiert als  $DLP = CTDI_w \times sd \times n$ . Dabei bezeichnet  $sd$  die nominelle Schichtdicke und  $n$  die Anzahl der Schichten, die notwendig ist, um die Untersuchungsregion abzutasten.

Für die CT-Untersuchungen im Bereich des Schädels, des Halses und des Körperstammes wurden  $D_{air}$  und  $CTDI_w$  entsprechend den von den Betreibern der beiden CT-Geräte gewählten Einstellungsparametern (Tab. 11) bestimmt. Die Organdosen wurden mittels Konversionsfaktoren des NRPB (Monte Carlo - Datensatz MCSET03 für Somatom DRH und MCSET18 für Tomoscan CX/S) berechnet. Hierbei wurden das vom NRPB zur Verfügung gestellte Computerprogramm CTDOSE und die ebenfalls in digitaler Form erhältlichen Konversionsfaktoren für die 23 Gerätetypen verwendet. Das Programm liefert neben den Organdosen auch die effektive Dosis nach ICRP 26 und ICRP 60 (ICRP 1977, ICRP 1991).

Die Achsendosis und der  $CTDI_w$  wurden mit den mittleren Dosen derjenigen Organe verglichen, die beim Phantom vollständig innerhalb der Untersuchungsregion liegen. Die Achsendosis, der  $CTDI_w$ , das Dosislängenprodukt und die effektive Dosis nach ICRP 60 wurden berechnet für sechs CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes, eine CT-Untersuchung des Halses und neun CT-Untersuchungen im Bereich des

Körperstammes (Tab. 11). Da die Orbita, Schädelbasis, Nasennebenhöhlen und Mandibula nicht explizit im mathematischen Phantom definiert sind, wurden ihre Lokalisationen abgeschätzt mit Hilfe der im Benutzerhandbuch angegebenen slabs von benachbarten Strukturen wie Augenlinse, Gehirn, Gesichtsschädel und Schilddrüse. Bei der CT des Halses wurde als obere Scangrenze der untere Mandibularrand und als untere Scangrenze das Jugulum festgelegt. Bei den Untersuchungen im Bereich des Körperstammes wurden die obere und untere Grenze des jeweiligen zu untersuchenden Organs als obere bzw. untere Untersuchungsregion festgelegt. Die slabs erlauben, die kraniokaudale Ausdehnung der Untersuchungsregion und zusammen mit der Schichtdicke die Anzahl der Schichten zu ermitteln. Die Anzahl der Schichten ist notwendig, um das Dosislängenprodukt zu bestimmen.

Es wurden sowohl das  $DLP_{air}$  (aus  $D_{air}$ ) als auch das DLP (aus  $CTDI_w$ ) errechnet. Die Korrelation zwischen dem  $DLP_{air}$  bzw. DLP und der effektiven Dosis wurde für beide Gerätetypen separat für die 6 CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes und 9 im Bereich des Körperstammes berechnet. Hierzu wurde der Spearman-Rang-Korrelationskoeffizient bestimmt.

### *Ergebnisse*

Bei der CT des Kopfes, des Halses, des Thorax, des Oberbauches, des Beckens und des gesamten Abdomens war die Achsendosis stets höher als die Organdosen, wobei sich das Verhältnis Organdosis zu Achsendosis bei beiden Geräten um den Wert 0,5 und zwischen 0,36 und 0,76 bewegte. Dagegen war der  $CTDI_w$  beim Somatom DRH meist gleich hoch oder höher und beim Tomoscan CX/S meist niedriger als die Organdosen, wobei sich das Verhältnis Organdosis zu  $CTDI_w$  um den Wert 1 und zwischen 0,76 und 1,58 bewegte (Abb. 12 und 13). Die auf  $D_{air}$  normierte Organdosis schwankte von Gerät zu Gerät mit einem Faktor von 1,263 (1,102-1,670) stärker als die auf  $CTDI_w$  normierte Organdosis mit 1,230 (1,018-1,406).

Tab. 11 : Einstellungsparameter für CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes, des Halses und des Körperstammes für den Somatom DRH und Tomoscan CX/S

<b>CT-Untersuchung</b>	<b>Röhrenspannung (kV)</b>	<b>Strom-Zeit-Produkt * (mAs)</b>	<b>Anzahl der Schichten ** (n)</b>
Knöcherner Schädel	125 ; 120	280 ; 275	25 ; 20
Schädelbasis	125 ; 120	550 ; 275	3 ; 2
Gehirn	125 ; 120	410 ; 275	15 ; 12
Orbita	125 ; 120	280 ; 275	4 ; 3
Nasennebenhöhlen	125 ; 120	280 ; 275	4 ; 3
Mandibula	125 ; 120	280 ; 275	7 ; 5
Hals	125 ; 120	280 ; 275	8 ; 6
Thorax	125 ; 120	310 ; 194	33 ; 26
Thorax (mittleres Drittel)	125 ; 120	310 ; 194	11 ; 9
Oberbauch	125 ; 120	280 ; 275	20 ; 16
Pankreas	125 ; 120	280 ; 275	9 ; 7
Nieren	125 ; 120	280 ; 275	14 ; 11
Becken	125 ; 120	280 ; 275	28 ; 22
Ganzes Abdomen	125 ; 120	280 ; 275	54 ; 43
LWS (L1-L5)	125 ; 120	620 ; 356	17 ; 13
LWS (L3-L5)	125 ; 120	620 ; 356	9 ; 7

\* pro Schicht

\*\* Anzahl der Schichten bezogen auf den Aufbau des hermaphroditen Phantoms  
Werte vor Semikolon für Somatom DRH, nach Semikolon für Tomoscan CX/S

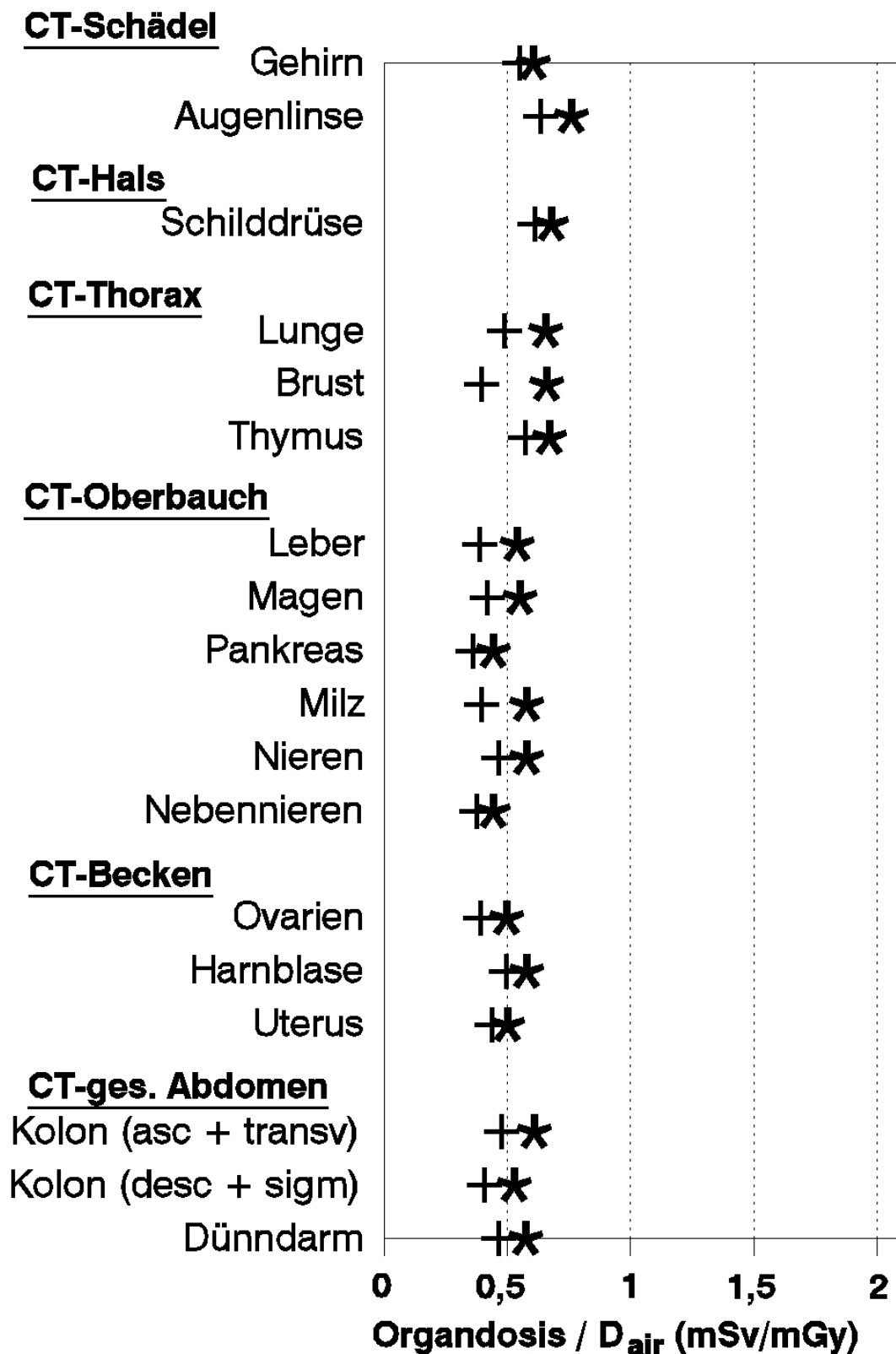


Abb. 12 : Verhältnis von Organdosis zu D<sub>air</sub> für Organe innerhalb der Untersuchungsregion (\* Somatom DRH + Tomoscan CX/S)

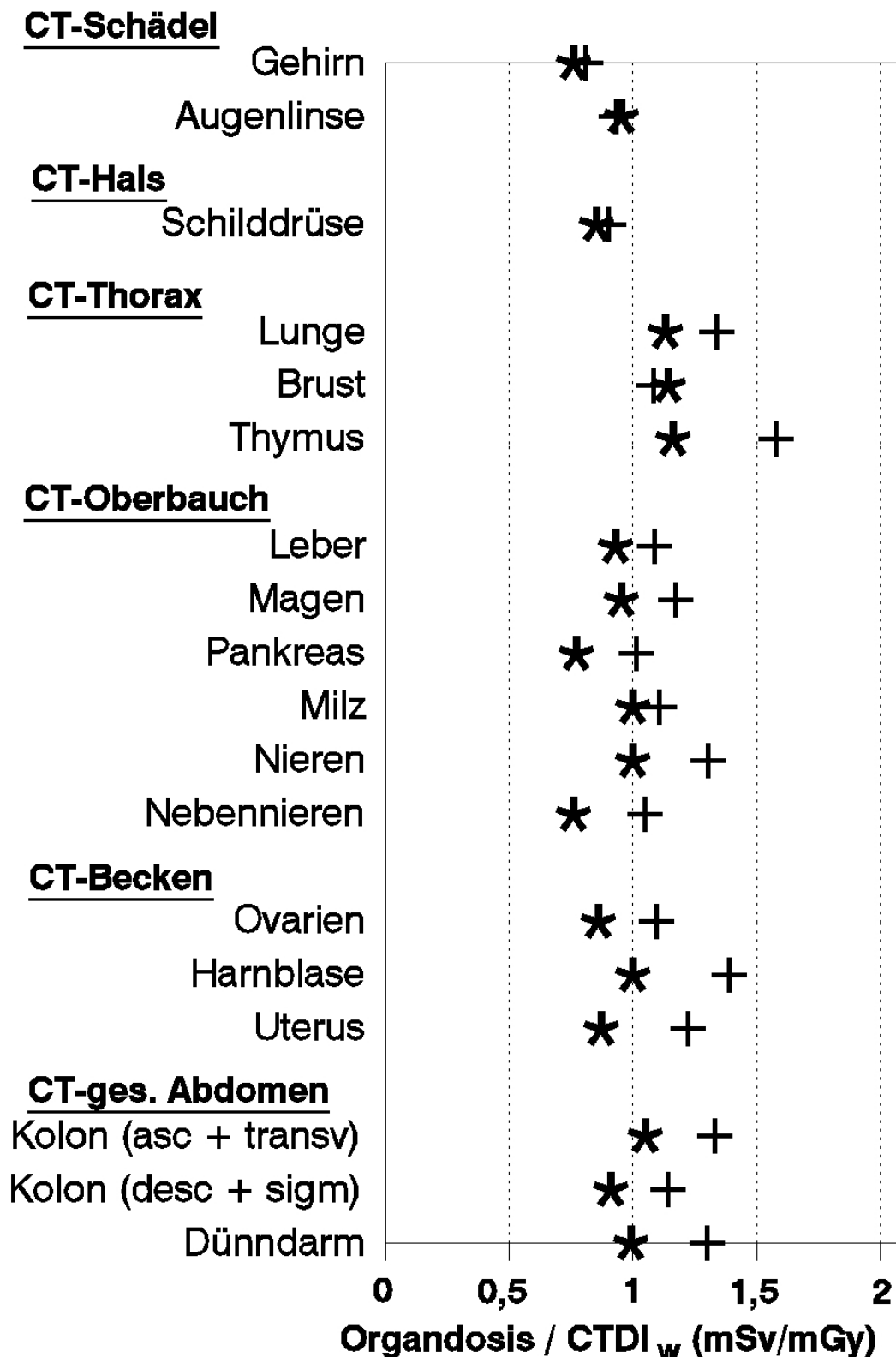


Abb. 13: Verhältnis von Organdosis zu CTDI<sub>w</sub> für Organe innerhalb der Untersuchungsregion (\* Somatom DRH + Tomoscan CX/S)



In Tab. 12 und 13 sind die Meßwerte für  $D_{\text{air}}$ ,  $\text{CTDI}_w$  und DLP sowie die mittels Konversionsfaktoren berechnete effektive Dosis angegeben. Bei den sechs CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes betrug das Verhältnis von effektiver Dosis zu  $D_{\text{air}}$   $1,17 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$  ( $0,23 \times 10^{-2} - 3,51 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$ ), das Verhältnis von effektiver Dosis zu  $\text{CTDI}_w$   $1,59 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$  ( $0,34 \times 10^{-2} - 4,59 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$ ) und das Verhältnis von effektiver Dosis zu DLP  $0,190 \times 10^{-2} \text{ mSv / (mGyxcn)}$  ( $0,148 \times 10^{-2} - 0,229 \times 10^{-2} \text{ mSv / (mGyxcn)}$ ).

Bei der CT des Halses war das Verhältnis von effektiver Dosis zu  $D_{\text{air}}$   $3,76 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$  ( $3,54 \times 10^{-2} - 3,97 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$ ), das Verhältnis von effektiver Dosis zu  $\text{CTDI}_w$   $5,10 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$  ( $4,99 \times 10^{-2} - 5,21 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$ ) und das Verhältnis von effektiver Dosis zu DLP  $0,825 \times 10^{-2} \text{ mSv / (mGyxcn)}$  ( $0,780 \times 10^{-2} - 0,869 \times 10^{-2} \text{ mSv / (mGyxcn)}$ ).

Bei den neun CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes betrug das Verhältnis von effektiver Dosis zu  $D_{\text{air}}$   $12,29 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$  ( $2,94 \times 10^{-2} - 33,13 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$ ), das Verhältnis von effektiver Dosis zu  $\text{CTDI}_w$   $26,90 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$  ( $8,23 \times 10^{-2} - 71,78 \times 10^{-2} \text{ mSv/mGy}$ ) und das Verhältnis von effektiver Dosis zu DLP  $1,596 \times 10^{-2} \text{ mSv / (mGyxcn)}$  ( $0,960 \times 10^{-2} - 2,439 \times 10^{-2} \text{ mSv / (mGyxcn)}$ ).

Die auf  $D_{\text{air}}$  normierte effektive Dosis schwankte von Gerät zu Gerät mit einem Faktor von 1,279 (1,109-1,408) stärker als die auf  $\text{CTDI}_w$  normierte mit 1,149 (1,022-1,270) (Tab. 14). Die Korrelation zwischen  $\text{DLP}_{\text{air}}$  bzw. DLP und der effektiven Dosis betrug bei den CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes 0,993 bzw. 0,986 und bei den CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes 0,909 bzw. 0,893. Damit waren die Korrelationen zwischen dem Dosislängenprodukt gebildet aus  $D_{\text{air}}$  oder  $\text{CTDI}_w$  und der effektiven Dosis hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) (Abb. 14).

Tab. 12 : Gemessene Dosiswerte und effektive Dosis bei CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes, des Halses und des Körperstammes für den Somatom DRH

<b>CT-Untersuchung</b>	<b>D<sub>air</sub> (mGy)</b>	<b>CTDI<sub>w</sub> (mGy)</b>	<b>DLP (mGyxcm)</b>	<b>effektive Dosis (mSv)</b>
Knöcherner Schädel	29,79	23,72	474	1,05
Schädelbasis	58,52	46,6	112	0,19
Gehirn	43,62	34,74	417	0,89
Orbita	29,79	23,72	76	0,15
Nasennebenhöhlen	29,79	23,72	76	0,11
Mandibula	29,79	23,72	133	0,22
 Hals	 29,79	 23,72	 152	 1,18
 Thorax	 32,98	 19,07	 503	 6,95
Thorax (mittleres Drittel)	32,98	19,07	168	3,34
Oberbauch	29,79	17,22	276	4,04
Pankreas	29,79	17,22	124	2,10
Nieren	29,79	17,22	193	2,88
Becken	29,79	17,22	386	5,29
Ganzes Abdomen	29,79	17,22	744	9,87
LWS (L1-L5)	65,97	38,14	519	6,24
LWS (L3-L5)	65,97	38,14	275	2,64

Tab. 13 : Gemessene Dosiswerte und effektive Dosis bei CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes, des Halses und des Körperstammes für den Tomoscan CX/S

<b>CT-Untersuchung</b>	<b>D<sub>air</sub> (mGy)</b>	<b>CTDI<sub>w</sub> (mGy)</b>	<b>DLP (mGyxcm)</b>	<b>effektive Dosis (mSv)</b>
Knöcherner Schädel	67,10	45,61	912	2,09
Schädelbasis	67,10	45,61	91	0,16
Gehirn	67,10	45,61	547	1,23
Orbita	67,10	45,61	137	0,28
Nasennebenhöhlen	67,10	45,61	137	0,21
Mandibula	67,10	45,61	228	0,41
 Hals	 67,10	 45,61	 274	 2,38
 Thorax	 47,34	 16,93	 440	 7,39
Thorax (mittleres Drittel)	47,34	16,93	152	3,72
Oberbauch	67,10	24,00	384	6,88
Pankreas	67,10	24,00	168	3,42
Nieren	67,10	24,00	264	4,83
Becken	67,10	24,00	528	9,37
Ganzes Abdomen	67,10	24,00	1032	17,23
LWS (L1-L5)	86,86	31,07	404	5,84
LWS (L3-L5)	86,86	31,07	217	2,56

Tab. 14 : Auf  $D_{air}$  und  $CTDI_w$  normierte effektive Dosis bei den beiden Geräten Somatom DRH und Tomoscan CX/S. In Klammern die Schwankung der normierten effektiven Dosen

<b>CT-Untersuchung</b>	<b><math>E/D_{air} \times 10^2</math> (mSv/mGy)</b>	<b><math>E/CTDI_w \times 10^2</math> (mSv/mGy)</b>
Knöcherner Schädel	3,51 ; 3,12 (1,125)	4,41 ; 4,59 (1,041)
Schädelbasis	0,32 ; 0,23 (1,391)	0,41 ; 0,34 (1,206)
Gehirn	2,03 ; 1,83 (1,109)	2,55 ; 2,69 (1,055)
Orbita	0,51 ; 0,42 (1,214)	0,65 ; 0,62 (1,048)
Nasennebenhöhlen	0,38 ; 0,31 (1,226)	0,47 ; 0,46 (1,022)
Mandibula	0,75 ; 0,60 (1,250)	0,94 ; 0,89 (1,056)
 Hals	 3,97 ; 3,54 (1,121)	 4,99 ; 5,21 (1,044)
 Thorax	 21,08 ; 15,61 (1,350)	 36,46 ; 43,64 (1,197)
Thorax (mittleres Drittel)	10,13 ; 7,85 (1,290)	17,51 ; 21,96 (1,254)
Oberbauch	13,55 ; 10,26 (1,321)	23,44 ; 28,68 (1,224)
Pankreas	7,06 ; 5,10 (1,384)	12,21 ; 14,27 (1,169)
Nieren	9,67 ; 7,19 (1,345)	16,72 ; 20,11 (1,203)
Becken	17,77 ; 13,97 (1,272)	30,74 ; 39,06 (1,270)
Ganzes Abdomen	33,13 ; 25,67 (1,291)	57,32 ; 71,78 (1,252)
LWS (L1-L5)	9,46 ; 6,72 (1,408)	16,36 ; 18,78 (1,148)
LWS (L3-L5)	4,00 ; 2,94 (1,361)	6,91 ; 8,23 (1,191)

Werte vor Semikolon für Somatom DRH, nach Semikolon für Tomoscan CX/S

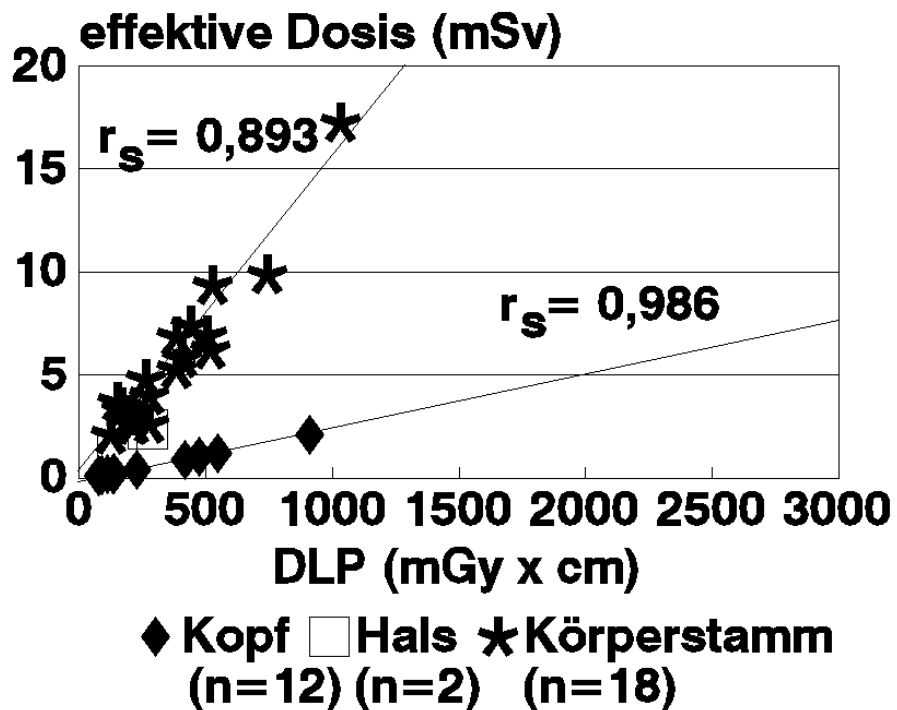
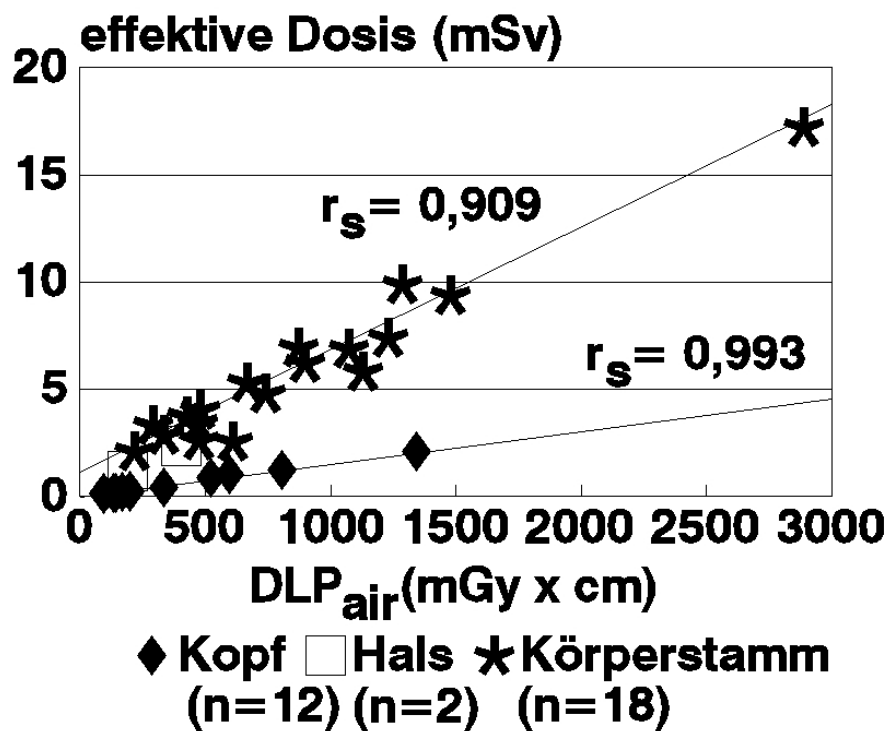


Abb. 14 : Korrelation zwischen Dosislängenprodukt (DLP<sub>air</sub> oder DLP) und effektiver Dosis bei CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes und des Körperstammes ( $r_s$  Spearman-Rang-Korrelationskoeffizient)

Wird das mittlere Verhältnis von effektiver Dosis zu Dosislängenprodukt als Konversionskoeffizienten (Tab. 15) benutzt, um aus dem Dosislängenprodukt einer CT-Untersuchung die effektive Dosis abzuschätzen, so können Abschätzungsfehler ermittelt werden.

Tab. 15 : Konversionskoeffizienten zur Konvertierung von  $DLP_{air}$  bzw. DLP in effektive Dosis

<b>Körperregion</b>	<b>Konversionskoeffizient</b> <b><math>E / DLP_{air} * 10^2</math></b> <b>(mSv / (mGy x cm))</b>	<b>Konversionskoeffizient</b> <b><math>E / DLP * 10^2</math></b> <b>(mSv / (mGy x cm))</b>
Kopf	0,140	0,190
Hals	0,606	0,825
Körperstamm	0,729	1,596

Wird die effektive Dosis aus  $DLP_{air}$  abgeschätzt, so betragen die Abschätzungsfehler für die CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes 2,47 % (-20,19 - 34,93 %), für die CT des Halses 0,10 % (-2,45 - 2,61 %) und für die CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes 5,79 % (-36,65 - 73,26 %). Wird das DLP als Konversionskoeffizienten verwendet, so liegen die Abschätzungsfehler für die CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes bei 2,10 % (-17,20 - 28,57 %), für die CT des Halses bei 0,35 % (-5,05 - 5,74 %) und für die CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes bei 4,89 % (-34,57 - 66,27 %). Der Abschätzungsfehler von 66,27 % trat bei der CT der LWS (L3-L5) beim Somatom DRH auf, ansonsten betrug der maximale Abschätzungsfehler bei den CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes 35,69 % (Tab. 16-19).

Tab. 16 : Abschätzungsfehler bei der Abschätzung der effektiven Dosis aus dem  $DLP_{air}$  mittels Konversionskoeffizienten ( $0,140 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes,  $0,606 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT des Halses und  $0,729 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes) für den Somatom DRH

<b>CT-Untersuchung</b>	<b>effektive Dosis berechnet (mSv)</b>	<b>effektive Dosis abgeschätzt (mSv)</b>	<b>Abschätzungsfehler (%)</b>
Knöcherner Schädel	1,045	0,834	- 20,19
Schädelbasis	0,189	0,196	+ 3,70
Gehirn	0,887	0,733	- 17,36
Orbita	0,153	0,133	- 13,07
Nasennebenhöhlen	0,112	0,133	+ 18,75
Mandibula	0,223	0,234	+ 4,93
 Hals	 1,184	 1,155	 - 2,45
 Thorax	 6,953	 6,347	 - 8,72
Thorax (mittleres Drittel)	3,340	2,116	- 36,65
Oberbauch	4,037	3,475	- 13,92
Pankreas	2,103	1,564	- 25,63
Nieren	2,880	2,432	- 15,56
Becken	5,294	4,865	- 8,10
Ganzes Abdomen	9,870	9,382	- 4,94
LWS (L1-L5)	6,240	6,540	+ 4,81
LWS (L3-L5)	2,636	3,463	+ 31,37

Tab. 17 : Abschätzungsfehler bei der Abschätzung der effektiven Dosis aus dem  $DLP_{air}$  mittels Konversionskoeffizienten ( $0,140 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes,  $0,606 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT des Halses und  $0,729 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes) für den Tomoscan CX/S

<b>CT-Untersuchung</b>	<b>effektive Dosis berechnet (mSv)</b>	<b>effektive Dosis abgeschätzt (mSv)</b>	<b>Abschätzungsfehler (%)</b>
Knöcherner Schädel	2,093	1,879	- 10,22
Schädelbasis	0,156	0,188	+ 20,51
Gehirn	1,229	1,127	- 8,30
Orbita	0,282	0,282	0
Nasennebenhöhlen	0,209	0,282	+ 34,93
Mandibula	0,405	0,470	+ 16,05
 Hals	 2,378	 2,440	 + 2,61
 Thorax	 7,388	 8,973	 + 21,45
Thorax (mittleres Drittel)	3,717	3,106	- 16,44
Oberbauch	6,883	7,827	+ 13,71
Pankreas	3,424	3,424	0
Nieren	4,826	5,381	+ 11,50
Becken	9,374	10,761	+ 14,80
Ganzes Abdomen	17,226	21,034	+ 22,11
LWS (L1-L5)	5,835	8,232	+ 41,08
LWS (L3-L5)	2,558	4,432	+ 73,26



Tab. 18 : Abschätzungsfehler bei der Abschätzung der effektiven Dosis aus dem DLP mittels Konversionskoeffizienten ( $0,190 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxc})$ ) für die CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes,  $0,825 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxc})$  für die CT des Halses und  $1,596 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxc})$  für die CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes) für den Somatom DRH

CT-Untersuchung	effektive Dosis	effektive Dosis	Abschätzungsfehler (%)
	berechnet (mSv)	abgeschätzt (mSv)	
Knöcherner Schädel	1,045	0,901	- 13,78
Schädelbasis	0,189	0,212	+ 12,17
Gehirn	0,887	0,792	- 10,71
Orbita	0,153	0,144	- 5,88
Nasennebenhöhlen	0,112	0,144	+ 28,57
Mandibula	0,223	0,252	+ 13,00
 Hals	 1,184	 1,252	 + 5,74
 Thorax	 6,953	 8,035	 + 15,56
Thorax (mittleres Drittel)	3,340	2,678	- 19,82
Oberbauch	4,037	4,397	+ 8,92
Pankreas	2,103	1,979	- 5,90
Nieren	2,880	3,078	+ 6,88
Becken	5,294	6,156	+ 16,28
Ganzes Abdomen	9,870	11,873	+ 20,29
LWS (L1-L5)	6,240	8,278	+ 32,66
LWS (L3-L5)	2,636	4,383	+ 66,27

Tab. 19 : Abschätzungsfehler bei der Abschätzung der effektiven Dosis aus dem DLP mittels Konversionskoeffizienten ( $0,190 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$ ) für die CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes,  $0,825 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT des Halses und  $1,596 \times 10^{-2} \text{ mSv} / (\text{mGyxcn})$  für die CT-Untersuchungen im Bereich des Körperstammes) für den Tomoscan CX/S

<b>CT-Untersuchung</b>	<b>effektive Dosis berechnet (mSv)</b>	<b>effektive Dosis abgeschätzt (mSv)</b>	<b>Abschätzungsfehler (%)</b>
Knöcherner Schädel	2,093	1,733	- 17,20
Schädelbasis	0,156	0,173	+ 10,90
Gehirn	1,229	1,040	- 15,38
Orbita	0,282	0,260	- 7,80
Nasennebenhöhlen	0,209	0,260	+ 24,40
Mandibula	0,405	0,433	+ 6,91
 Hals	 2,378	 2,258	 - 5,05
 Thorax	 7,388	 7,025	 - 4,91
Thorax (mittleres Drittel)	3,717	2,432	- 34,57
Oberbauch	6,883	6,129	- 10,99
Pankreas	3,424	2,681	- 21,70
Nieren	4,826	4,213	- 12,70
Becken	9,374	8,427	- 10,10
Ganzes Abdomen	17,226	16,471	- 4,38
LWS (L1-L5)	5,835	6,446	+ 10,47
LWS (L3-L5)	2,558	3,471	+ 35,69

## *Diskussion*

Bis heute gibt es noch keinen klaren Konsens über die Dosisgröße, die bei jedem Gerät auf einfache Weise bestimmbar und zur Beschreibung der Patientendosis und des Strahlenrisikos bei der CT geeignet ist. Dabei hat die Bestimmung der Patientendosis eine zunehmende Bedeutung. Die europäische Kommission fordert in ihrer Richtlinie 97/43/Euratom vom 30. Juni 1997, der die Mitgliedsstaaten vor dem 13. Mai 2000 nachkommen müssen, daß geeignete Qualitätssicherungsprogramme einschließlich Ermittlung der Patientendosis vom Betreiber durchgeführt werden (Europäische Gemeinschaften 1997).

Die Abschätzbarkeit von Organdosen mittels  $CTDI_w$  wurde von anderen Autoren bisher kaum untersucht. Der  $CTDI_w$  ist hilfreich zur Abschätzung der Organdosen innerhalb der Untersuchungsregion, wenn geeignete Konversionsfaktoren zur Berechnung der Dosen fehlen. Die Dosen der Gonaden, eines Embryos und der Augenlinse sind häufig von besonderem Interesse und können mittels dieser Dosisgröße abgeschätzt werden, sofern die Organe vollständig innerhalb der Untersuchungsregion liegen. Der CT-Anwender muß den CTDI nicht selbst messen. Der  $CTDI_{10cm}$  läßt sich auch mittels Integrationsstrecken-Korrekturfaktoren aus dem beim Hersteller erfragbaren  $CTDI_{FDA}$  ermitteln (Tab. 2).

Eine Limitation für die Verwendung des  $CTDI_w$  besteht darin, daß nur die mittleren Dosen derjenigen Organe abschätzbar sind, die vollständig innerhalb der Untersuchungsregion liegen. Allerdings sind diese die höchsten und stellen maximale Abschätzungen der mittleren Dosen benachbarter Organe oder Organe, die nur partiell in der Untersuchungsregion liegen, dar.

Der  $CTDI_w$  wurde mit berechneten und nicht mit gemessenen Organdosen verglichen. Dosismessungen in anthropomorphen gewebeäquivalenten Phantomen haben keine gravierenden Unterschiede in den Organdosen gezeigt, sofern die Organe vollständig innerhalb der Untersuchungsregion liegen. Somit kann ein einzelner Wert näherungsweise für die Organdosen stehen. Nach Messungen von Geleijns und Mitarb. (1994) an einem weiblichen Rando-Phantom und Tomoscan LX (Fa. Philips, Eindhoven, Niederlande) weichen bei der CT des Thorax die mittleren

Dosen der Brust und der Lunge um 25 % und bei der CT des Oberbauches die mittleren Dosen der Leber und des Magens um 15,4 % voneinander ab. Nach Messungen von Mini und Mitarb. (1995) an einem anthropomorphen, aus knöchernem Skelett und Wasser bestehenden Phantom und Somatom Plus (Fa. Siemens, Erlangen) beträgt bei der CT des Thorax die prozentuale Differenz zwischen der Brust- und Lungendosis 12,8 %, bei der CT des Oberbauches die prozentuale Differenz zwischen der Pankreas- und Leberdosis 25,5 % und bei der CT des Beckens zwischen der Harnblasen- und Ovariendosis 2 %. Nishizawa und Mitarb. (1991) führten an einem weiblichen Rando-Phantom und 12 verschiedenen Geräten auch Messungen an der Phantomoberfläche durch. Die Ergebnisse zeigten, daß bei der CT des Thorax die Abweichung zwischen der Lungen- und Brustdosis einerseits und der Oberflächendosis andererseits höchstens 50,4 %, bei der CT des Oberbauches die Abweichung zwischen der Magen- und Leberdosis einerseits und der Oberflächendosis andererseits höchstens 31,5 % und bei der CT des Beckens die Abweichung zwischen der Ovarien- und Harnblasendosis einerseits und der Oberflächendosis andererseits höchstens 72,2 % beträgt. Bei der CT des Beckens macht sich die Inhomogenität des anthropomorphen gewebeäquivalenten Phantoms durch den Beckenknochen im relativ steilen Dosisabfall von der Oberfläche zur Körpermitte hin bemerkbar. Jedoch sind zur Abschätzung des Gesamtrisikos die Organdosen wesentlich, während die Energiedosen an einzelnen Punkten der Oberfläche bei der CT weniger von Bedeutung sind.

Die Achsendosis  $D_{air}$  ist im europäischen Raum eine sehr verbreitete Dosisgröße. In Deutschland muß  $D_{air}$  bei jeder Abnahmeprüfung gemessen werden und dient als Dosisgröße zur Begrenzung der Patientendosis (Länderausschuß Röntgenverordnung 1998). In der Tat stellt  $D_{air}$  als Dosis in Luft eine schlechte Abschätzung für die Organdosen dar. Dies stimmt jedoch nur für die absoluten Werte von  $D_{air}$ . Multipliziert man  $D_{air}$  mit einem Faktor von 2, so erhält man bei Somatom DRH und Tomoscan CX/S durchaus eine brauchbare Abschätzung für die Organdosen. Die Werte von  $D_{air}$  können beim Hersteller erfragt werden oder dem Abnahmeprotokoll entnommen werden.

Der Vorteil von  $CTDI_w$  gegenüber  $D_{air}$  bei der Abschätzung von Organdosen liegt darin, daß der Wert eine direkte Abschätzung der Organdosis darstellt. Dabei ist die Güte der Abschätzung weniger geräteabhängig, was sich in der geringeren Schwankung der auf  $CTDI_w$  normierten Organdosen von Gerät zu Gerät zeigt. Eine stärkere Abweichung des Schätzwertes von den Organdosen kann bei der Verwendung von  $D_{air}$  eher auftreten als bei der Verwendung von  $CTDI_w$ . Der Grund für die bessere Abschätzung der Organdosen durch  $CTDI_w$  als durch  $D_{air}$  dürfte in der Strahlenqualität und im Verlauf der Strahlenqualität innerhalb des Fächerstrahls liegen. Anteile des Fächerstrahls außerhalb der Rotationsachse gehen nicht in  $D_{air}$  ein, können aber unterschiedliche Beiträge zur Patientendosis liefern. Diese Beiträge sind abhängig vom Gerätedesign, insbesondere von der Form und Stärke eines bei vielen Geräten installierten Formfilters (Atherton und Huda 1995). Auch eine Asymmetrie des Fächerstrahls kann durch  $CTDI_w$ , nicht aber durch  $D_{air}$  berücksichtigt werden.

In der Praxis interessieren sich die Patienten mehr für die Bedeutung der Strahlenanwendung bezüglich des Risikos als für die Organdosen. Abgesehen von berechtigten Einwänden gegen das Konzept der effektiven Dosis (Drexler und Mitarb. 1993a) ist diese Dosisgröße heute die Standardgröße, wenn das Risiko einer Strahlenanwendung beurteilt werden soll. Aufgrund der Verteilung der strahlenempfindlichen Organe ist die effektive Dosis für die CT des Kopfes geringer als für die CT des Halses oder des Körperstammes. Daher muß die Beziehung der physikalischen Dosisgrößen zur effektiven Dosis regionsspezifisch betrachtet werden.

$D_{air}$  wird als schlechter Indikator für die effektive Dosis angesehen. Als Grund wird angegeben, daß wegen der Unterschiede in der Strahlenqualität die normierte effektive Dosis von Gerät zu Gerät um einen Faktor von bis zu 3 schwankt (Jansen und Mitarb. 1996, Europäische Kommission 1998). Es muß hinzugefügt werden, daß die auf  $D_{air}$  normierte effektive Dosis insbesondere von Untersuchung zu Untersuchung (bei den hier betrachteten häufigen Untersuchungen um einen Faktor von bis zu 15) stark schwankt, da die Anzahl der Schichten sehr unterschiedlich ist. Daher ist  $D_{air}$  allein nicht geeignet, um die Patientendosis zu beschreiben. Die auf

CTDI<sub>w</sub> normierte effektive Dosis schwankt von Gerät zu Gerät weniger stark als die auf D<sub>air</sub> normierte, ist aber als Einzelschichtdosiswert als Indikator für die effektive Dosis ebenfalls wenig geeignet.

Dagegen korreliert das Dosislängenprodukt sehr gut mit der effektiven Dosis. Da das Dosislängenprodukt für eine gegebene Körperregion linear mit der Anzahl der Schichten zunimmt, liefert es auch im Falle einer wiederholten Abtastung, beispielsweise vor und zu verschiedenen Zeiten nach Kontrastmittelinjektion, ein Maß für die gesamte effektive Dosis. Da die Beziehung zwischen dem Dosislängenprodukt und der effektiven Dosis linear ist und die zwischen der effektiven Dosis und dem Strahlenrisiko als linear angenommen wird, kann das Dosislängenprodukt für Vergleiche zwischen verschiedenen Untersuchungen hinsichtlich des Strahlenrisikos herangezogen werden. Von den beiden Dosislängenprodukten DLP<sub>air</sub> und DLP ist das DLP als Konversionskoeffizient vorzuziehen, da die Fehler bei der Abschätzung der effektiven Dosis geringer sind als bei der Verwendung von DLP<sub>air</sub>. Vergleiche zwischen Konversionskoeffizienten auf der Basis von DLP<sub>air</sub> und DLP wie in dieser Arbeit sind bisher in der Literatur nicht erschienen.

Es haben sich auch andere Autoren mit der Problematik der Bestimmung der effektiven Dosis auseinandergesetzt und Konversionskoeffizienten angegeben. Diese basieren auf DLP. Leitz und Mitarb. (1995) sehen zunächst die CT-Schicht vereinfacht als eine ideale Schicht an, d.h. außerhalb der Schicht ist die Dosis gleich 0. Desweiteren wird vereinfacht angenommen, daß in allen Organen innerhalb der Untersuchungsregion die Dosis CTDI<sub>w</sub> entsteht. Der Körper kann dann in drei Regionen geteilt werden. Der Kopf erhält den Wichtungsfaktor 0,04 (0,025 für das Gehirn als Restorgan und 0,015 für das rote Knochenmark), der Hals den Wichtungsfaktor 0,05 für die Schilddrüse und der Körperstamm 0,9 für den Rest. Die effektive Dosis E für eine einzelne Schicht ist dann

$$E = \text{CTDI}_w \times \text{sd} \times w \times (1/L)$$

Dabei ist  $sd$  die nominelle Schichtdicke,  $w$  der Wichtungsfaktor für die jeweilige Untersuchungsregion und  $L$  die Länge der Untersuchungsregion Kopf, Hals oder Körperstamm, festgelegt mit 170 mm, 85 mm bzw. 700 mm entsprechend der Konfiguration des hermaphroditen Phantoms. Die effektive Dosis für eine Untersuchung ist dann

$$E = CTDI_w \times sd \times w \times (1/L) \times n$$

oder

$$E = \text{Alfa} \times sd \times n \times C$$

Dabei ist  $\text{Alfa} = CTDI_w / \text{mAs} \times w \times (1/L)$  und  $C$  das mAs-Produkt. Nach dieser Methode von Leitz und Mitarb. sind vom Anwender zur Berechnung der effektiven Dosis 5 Variablen einzusetzen. Tab. 20 zeigt die nach dieser Methode für 3 verschiedene Körperregionen und 3 verschiedene Gerätetypen abgeschätzten effektiven Dosen. Trotz der vereinfachenden Annahmen bei der Herleitung der Methode unterscheiden sich die abgeschätzten effektiven Dosen von den nach den Konversionsfaktoren des NRPB berechneten Werten um maximal 38,9%.

Tab. 20 : Effektive Dosen, abgeschätzt nach der Methode von Leitz und Mitarb. (1995) und berechnet mittels Konversionsfaktoren des NRPB

Körper-region	Gerätetyp	effektive Dosis, abgeschätzt nach Leitz und Mitarb. (mSv)	effektive Dosis, berechnet mittels Konversionsfaktoren des NRPB (mSv)
Gehirn	DRH	1,0	0,8
	Pace	1,7	1,5
	PCX	1,3	1,1
Lunge	DRH	4,2	3,9
	Pace	5,8	5,1
	PCX	3,5	4,3
Leber	DRH	3,6	3,4
	Pace	4,9	4,6
	PCX	3,6	5,0

Die Berechnungsweise der effektiven Dosis läßt sich überführen in

$$E = DLP \times w \times (1/L)$$

Dabei ist der Faktor  $w \times (1/L)$  äquivalent zum Konversionskoeffizienten  $k = E/DLP$ . In der Arbeit von Leitz und Mitarb. sind keine Konversionskoeffizienten angegeben. Berechnet man diese, dann ergeben sich Werte, die bei der CT des Kopfes den Konversionskoeffizienten  $E/DLP$  in Tab. 15 sehr ähnlich sind und bei der CT des Halses und des Körperstammes kleiner sind (Tab. 21). Bei der CT des Kopfes wurde von einer Länge von 17 cm ausgegangen, während der Berechnung in Tab. 15 für die CT des Schädels eine Länge von 20 cm zugrundeliegt. Dies kann dazu beitragen, daß das Produkt  $w \times (1/L)$  größer ausfällt als der Konversionskoeffizient aus Tab. 15. Eine Ungenauigkeit bei der Herleitung der Methode nach Leitz und Mitarb. liegt darin, daß die Organdosen innerhalb der Schicht mit  $CTDI_w$  gleichgesetzt werden. Diese unterschiedlichen Voraussetzungen in der Ermittlung der Konversionskoeffizienten können die Unterschiede zwischen den Werten mit erklären.

Tab. 21 : Konversionskoeffizienten, berechnet als  $w \times (1/L)$  aus der von Leitz und Mitarb. (1995) angegebenen Beziehung  $E = DLP \times w \times (1/L)$ . Zum Vergleich die in Tab. 15 aufgeführten Konversionskoeffizienten  $E/DLP$  aus eigenen Ermittlungen für die CT des Schädels, des Halses und des Körperstammes (Thorax + ganzes Abdomen)

Unter- suchungs- region	Wichtungs- faktor w	Länge L (cm)	Konversions- koeffizient $w \times (1/L)$ (mSv / (mGyxcm))	Konversions- koeffizient $E/DLP$ (mSv / (mGyxcm))
Kopf	0,04	17,0	0,0024	0,0019
Hals	0,05	8,5	0,0059	0,0083
Körperstamm	0,90	70	0,0120	0,0160



Ein ähnlicher Ansatz zur Abschätzung der effektiven Dosis wie bei unserer Vorgehensweise wurde von Poletti vorgeschlagen (Poletti 1996). Statt des Dosislängenproduktes DLP wurde das Dosisflächenprodukt DFP analog zur Projektionsradiographie (Hart und Mitarb. 1994b) verwendet. Außerdem wurde statt des  $CTDI_w$  der periphere CTDI-Wert verwendet. Die Integrationsstrecke betrug entsprechend der effektiven Länge der verwendeten Bleistift-Ionisationskammer 18,2 cm. Der Konversionskoeffizient  $k_{Poletti}$  stellt das Verhältnis der effektiven Dosis E zum DFP dar, d.h.  $k_{Poletti} = E / DFP_{Poletti} = E / (DLP_{Poletti} \times 2xPI_{lr})$ , wobei r der Radius des CTDI-Phantoms ist. Bezüglich der Formel unterscheiden sich die in Tab. 15 aufgeführten Konversionskoeffizienten E/DLP von denen von Poletti nur durch den Faktor  $2xPI_{lr}$ . Es wurden von Poletti Konversionskoeffizienten für 5 Untersuchungsregionen an 6 Gerätetypen bestimmt (Tab. 22). Korrigiert man Polettis Konversionskoeffizienten mit dem Faktor  $2xPI_{lr}$ , so können die entstandenen Konversionskoeffizienten mit den Werten für E/DLP aus Tab. 15 besser verglichen werden. Es stellt sich heraus, daß die Werte für  $k_{Poletti} \times (2xPI_{lr})$  kleiner sind die Konversionskoeffizienten aus Tab. 15. Ein Grund liegt darin, daß bei Poletti der CTDI in der Peripherie des Phantoms und mit einer längeren Integrationsstrecke bestimmt wurde mit der Folge eines höheren DLP bzw. DFP und eines kleineren E/DLP bzw. E/DFP. Für das Kopf-Phantom ist der Unterschied zwischen dem peripheren CTDI-Wert und dem  $CTDI_w$  geringer als für das Körper-Phantom. Entsprechend ist der Unterschied zwischen den Konversionskoeffizienten für die Untersuchungen im Kopfbereich geringer als für die im Bereich des Körperstammes.

Tab. 22 : Konversionskoeffizienten zur Abschätzung der effektiven Dosis aus dem DFP (Poletti 1996) und dem DLP (eigene Ermittlungen, Tab. 15)

<b>Untersuchungs- region</b>	<b><math>k_{\text{Poletti}} = E/\text{DFP}</math> (mSv / (Gy x cm<sup>2</sup>))</b>	<b><math>k_{\text{Poletti}} \times (2 \times \text{PI} \times r)</math> (mSv / (mGy x cm))</b>	<b><math>k = E/\text{DLP}</math> (mSv / (mGy x cm))</b>
Kopf	$3,4 \times 10^{-2}$ ( 2,6-3,8 x 10 <sup>-2</sup> )	0,00171	0,00190
Hals			0,00825
Thorax	$10,1 \times 10^{-2}$ ( 6,3-14,8 x 10 <sup>-2</sup> )	0,01015	
Oberbauch	$9,1 \times 10^{-2}$ ( 6,0-12,8 x 10 <sup>-2</sup> )	0,00915	
Becken	$10,9 \times 10^{-2}$ ( 6,7-14,8 x 10 <sup>-2</sup> )	0,01096	
LWS	$6,4 \times 10^{-2}$ ( 2,2-8,7 x 10 <sup>-2</sup> )	0,00643	
Körperstamm			0,01596

Die in Tab. 15 aufgeführten Konversionskoeffizienten E/DLP zur Abschätzung der effektiven Dosis aus dem DLP gelten für den Somatom DRH und Tomoscan CX/S. Die zugrundeliegende effektive Dosis wurde mit den Konversionsfaktoren des NRPB berechnet. Die zuvor für den Somatom Plus erstellten Konversionskoeffizienten (Hidajat und Mitarb. 1999b) sind für die CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes und des Körperstammes größer (0,0028 bzw. 0,0190 mSv / (mGyxcm)). Die dabei zugrundeliegende effektive Dosis wurde mit den Konversionsfaktoren der GSF berechnet, die von einem flachen Filter ausgehen. Dies kann ein Grund dafür sein, daß die Werte für die effektive Dosis für die gleichen Untersuchungen größer sind und damit auch die Konversionskoeffizienten. Bei der CT des Halses wurde ein kleinerer Konversionskoeffizient von 0,0062 mSv/(mGyxcm) ermittelt (Hidajat und Mitarb. 1999b). Dabei wurde die obere Scangrenze in Höhe der Schädelbasis und damit höher festgelegt. Geht man von diesen Scangrenzen aus und ermittelt die Konversionskoeffizienten für den Somatom DRH und Tomoscan CX/S mittels der Konversionsfaktoren des NRPB, so liefert eine Nachberechnung einen Wert von 0,0055 mSv/(mGyxcm).

Angaben von Konversionskoeffizienten in Form von E/DLP finden sich auch im Working Document (EUR 16262) der Europäischen Kommission (1998). Die Werte für die CT des Kopfes und die Untersuchungen im Bereich des Körperstammes sind denen aus Tab. 15 sehr ähnlich. Bei der CT des Halses wird ein kleinerer Konversionskoeffizient angegeben, was wahrscheinlich durch unterschiedliche Scangrenzen zustande kommt (Tab. 23).

Tab. 23 : Konversionskoeffizienten, angegeben im Working Document der Europäischen Kommission (1998) und aus eigenen Ermittlungen (Tab. 15)

<b>Untersuchungs- region</b>	<b>Konversionskoeffizient, angegeben im Working Document (mSv / (mGyxc))</b>	<b>Konversionskoeffizient, angegeben in Tab. 15 (mSv / (mGyxc))</b>
Kopf	0,0021	0,0019
Hals	0,0048	0,0083
Thorax	0,014	
Oberbauch	0,012	
Becken	0,016	
Körperstamm		0,016

Im Gegensatz zu Leitz und Mitarb. (1995), Poletti (1996) und der Europäischen Kommission (1998) wurden für verschiedene Teilregionen des Kopfes und des Körperstammes Konversionskoeffizienten E/DLP errechnet. Für diese Teilregionen wurde die Abschätzbarkeit der effektiven Dosis durch einen einzelnen Konversionskoeffizienten für den Kopf bzw. den Körperstamm gezeigt. Dies zu zeigen war wichtig, da eine gute Abschätzung der effektiven Dosis für eine Körperregion nicht zwangsläufig auch eine gute Abschätzung für einen Teil dieser Körperregion impliziert.

#### *Beispiel für die Einsetzbarkeit der Konversionskoeffizienten für die EBT*

Eine besondere Form der radialen Dosisverteilung findet sich bei der Elektronenstrahl-CT (EBT) (McCollough und Mitarb. 1994, Weisser und Mitarb. 1999). Bei der EBT wird der Elektronenstrahl durch Elektromagneten fokussiert und auf maximal 4 Targetringe, die den Patienten umgeben, ausgelenkt. Diese

Targetringe bilden ein 210°-Kreissegment um den Patienten. Die Röntgenstrahlen, die durch das Auftreffen des Elektronenstrahls auf die Wolframanoden entstehen, werden kollimiert und von den gegenüberliegenden Detektorelementen erfaßt. Durch die Anordnung der Targetringe entsteht eine für die EBT typische Verteilung der CTDI-Werte im Kopf- und Körperphantom (Abb. 15). Der  $CTDI_w$  ist für die Schichtdicken 10 und 3 mm bzw. für 6 und 1,5 mm jeweils praktisch gleich.

Der klinische Einsatz der EBT liegt bei Untersuchungen des Körperstamms, vorwiegend des Herzens zur nichtinvasiven Diagnostik der Koronararteriosklerose, des Mediastinums zur Gefäßdiagnostik und vereinzelt auch der Leber zur Perfusionsstudie bei Lebertumoren (Teigen und Mitarb. 1993, Groell und Mitarb. 1995, Erbel und Mitarb. 1998). Für die EBT existieren keine Konversionsfaktoren zur Ermittlung von Organdosen. Bei allen Bemühungen zur Berechnung der Organdosen wird die radiale Dosisverteilung der EBT kaum berücksichtigt. Daher kann die Einsetzbarkeit der Konversionskoeffizienten nur durch Vergleich mit Meßdaten überprüft werden.

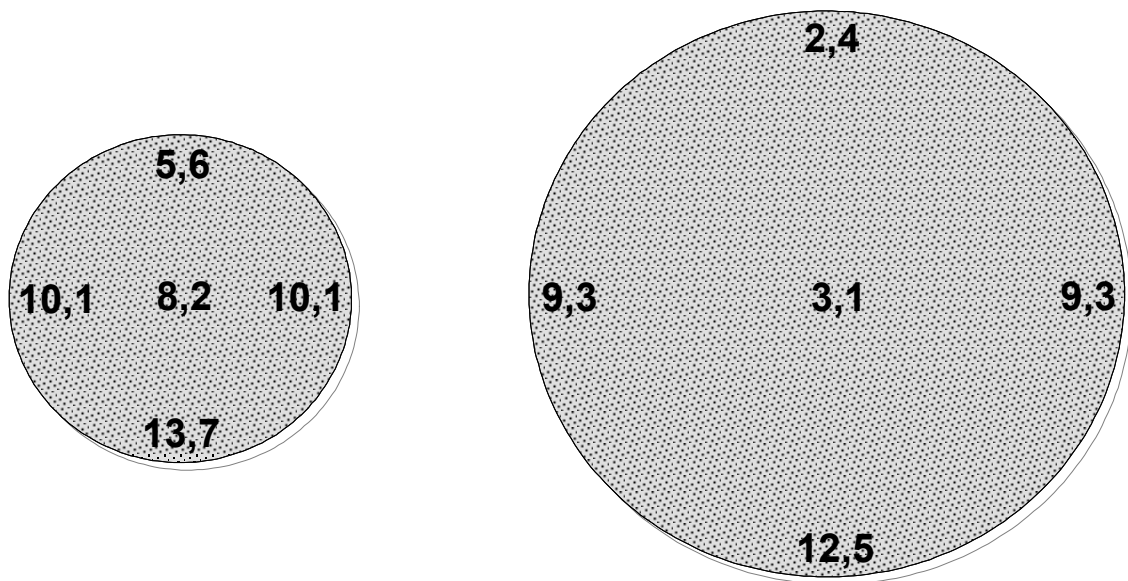


Abb. 15 : CTDI<sub>10cm</sub> im Kopf- und Körperphantom bei der EBT für 100 ms (= 63 mAs), eine einheitliche Spannung von 130 kV und eine nominelle Schichtdicke von 6 mm (aus eigenen Messungen in der Charité, Berlin)

Becker und Mitarb. (1998 und 1999a) bestimmten die effektiven Dosen bei der CT des Thorax und des Abdomens durch Messungen der Organdosen in einem Rando-Phantom (Tab. 24). Werden die Konversionskoeffizienten E/DLP für den Körperstamm aus Tab. 15 auf die Untersuchungsparameter angewandt, so werden Schätzungen für die effektive Dosis erhalten, welche den durch Messungen im Rando-Phantom erhaltenen sehr ähnlich sind. Nach Geleijns und Mitarb. (1994) fallen die Werte für die effektive Dosis tendenziell niedriger aus, wenn die Organdosen berechnet sind als wenn diese durch Messungen im Rando-Phantom erhalten werden. Berücksichtigt man diesen Unterschied, so geben die durch Konversionskoeffizienten ermittelten effektiven Dosen in Tab. 24 gute Abschätzungen für die durch TLD-Messungen erhaltenen Werte.

Tab. 24 : Effektive Dosen bei der EBT des Thorax und des Abdomens, erhalten durch TLD-Messungen in einem Rando-Phantom (Becker und Mitarb. 1998) und durch Abschätzung mittels Konversionskoeffizienten E/DLP aus Tab. 15

<b>EBT-Untersuchung</b>	<b>nominelle Schichtdicke / Tischvorschub pro Umlauf (mm)</b>	<b>Strom-Zeit-Produkt (mAs)</b>	<b>effektive Dosis gemessen<sup>1</sup> (mSv)</b>	<b>abgeschätzt (mSv)</b>
Thorax	6 / 6	187,5	11	9,43 <sup>2</sup>
Abdomen	6 / 6	312,5	26	21,38 <sup>2</sup>

<sup>1</sup> effektive Dosis Frau

<sup>2</sup> Länge der Untersuchungsregion 30 cm für CT des Thorax und 41 cm für CT des Abdomens (Becker und Mitarb. 1999a)

Die dargestellten Ergebnisse und die Vergleiche mit den Daten aus der Literatur zeigen, daß die in dieser Arbeit ermittelten und in Tab. 15 aufgeführten Konversionskoeffizienten E/DLP hilfreich zur Abschätzung der effektiven Dosis bei verschiedenen CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes, des Halses und des Körperstammes sind, falls gerätetypspezifische Konversionsfaktoren nicht zur Verfügung stehen. Anders als bei mühsamen Dosismessungen im anthropomorphen Phantom ist die effektive Dosis aus den Konversionskoeffizienten, den beim Hersteller erfragbaren CTDI-Werten und gegebenenfalls Korrekturfaktoren durch einfachen Rechengang abschätzbar.

## **5 Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der CT**

Bereits in den frühen 70-er Jahren war man sich darüber im klaren, daß die überlagerungsfreie Darstellung der Körperstrukturen bei der CT eine hohe Strahlendosis erfordert. Vor dem Hintergrund der steigenden Anzahl der CT-Geräte, der steigenden Kollektivdosis bei der CT und nicht zuletzt der Assoziation von Strahlendosis mit einer möglichen Induktion von malignen Erkrankungen und Gewebeschäden gibt es inzwischen zahlreiche Arbeiten, die sich mit der Optimierung der Patientendosis befassen. Unter der Optimierung der Patientendosis sind alle Maßnahmen zu verstehen, die dazu beitragen, die Patientendosis ohne relevanten Verlust an diagnostischer Aussagekraft der Röntgenaufnahmen zu reduzieren. Diese Maßnahmen können eingeteilt werden in die praktischen Maßnahmen durch den CT-Anwender (Bleiabdeckungen, Spiral-CT, Niedrigdosiscomputertomographie), die technischen Maßnahmen durch den Gerätehersteller (Optimierung der Strahlenfilterung und des Detektorsystems, Optimierung der Röhrenstromeinstellung) und die Maßnahmen zur Dosisbeschränkung durch verschiedene Institutionen (Richtlinien, Leitlinien, Empfehlungen).

### **5.1 Methoden**

#### **5.1.1 Praktische Maßnahmen**

##### Bleiabdeckung

Nach dem §25 Abs. 1 RöV ist vorgeschrieben, die durch eine Röntgenuntersuchung bedingte Strahlenexposition so gering wie möglich zu halten und Körperbereiche, die nicht von der Nutzstrahlung getroffen werden müssen, vor einer Strahlenexposition soweit wie möglich zu schützen (Die neue Röntgenverordnung 1997). In der Praxis werden solche Körperbereiche durch Materialien aus Blei abgedeckt. Am häufigsten soll das Becken mit den Ovarien und dem Uterus durch eine Bleischürze oder einen Bleilappen, der um das Becken angelegt wird, und die Hoden durch eine Hodenkapsel geschützt werden.

## Dosisreduktion mit Spiral-CT

Bei der Spiral-CT wird der Körper bei kontinuierlich drehender Röhre und kontinuierlichem Tischvorschub exponiert. Bei der konventionellen CT dagegen erfolgt die Datenakquisition nur an bestimmten Tischpositionen. Die Rekonstruktion der planaren Daten kann bei der Spiral-CT mittels Interpolation an beliebigen Tischpositionen innerhalb der Untersuchungsregion erfolgen. Die Datenrekonstruktion mittels Interpolation bedingt, daß an den Anfang und das Ende der Untersuchungsregion jeweils eine zusätzliche Rotation angehängt werden muß, damit auch von diesen beiden Bereichen planare in CT-Aufnahmen konvertierbare Daten erhalten werden können.

Wird der Tischvorschub größer gewählt als die nominelle Schichtdicke, bleibt die Datenerfassung bei der Spiral-CT im Gegensatz zur konventionellen CT lückenlos. Durch eine Erhöhung des Tischvorschubs kann die notwendige Anzahl der Rotationen vermindert werden mit der Folge einer Verminderung der Scanzeit. Dies ist besonders erwünscht bei der Untersuchung einer längeren und atembeweglichen Körperregion wie beispielsweise des Thorax oder bei der biphasischen Spiral-CT der Leber mit zwei schnell aufeinanderfolgenden Scanserien in der arteriellen und portalvenösen Kontrastierungsphase. Ein erwünschter Nebeneffekt der Erhöhung des pitch (Tischvorschub in mm / Rotation dividiert durch die nominelle Schichtdicke in mm) ist die Reduktion des Gesamt-mAs-Produktes. Hierdurch wird nicht nur die Röhrenbelastung herabgesetzt, sondern auch die integrale Dosis des Patienten im Vergleich zu einer Untersuchung ohne pitch-Erhöhung.

Indirekte Dosisreduktionen sind durch die Spiral-CT dadurch realisierbar, daß Aufnahmen überlappend und ohne zusätzliche Strahlenexposition rekonstruierbar sind. Solche Aufnahmen sind bei der konventionellen CT nur durch eine überlappende Abtastung zu erhalten, die zu einer Erhöhung der Patientendosis führt. Das Ausmaß der Dosisreduktion hängt vom Grad der notwendigen Überlappung ab. Überlappende Rekonstruktionen finden sich häufig bei der Suche nach kleineren tumorösen Herden in der Leber, im Pankreas oder in der Lunge (Costello und Mitarb. 1991, Urban und Mitarb. 1993, Hidajat und Mitarb. 1995). Andere Indikationen sind



Gefäßinfiltrationen bei malignen Tumoren (Fishman und Mitarb. 1992) und Gefäßstenosen (Galanski und Mitarb. 1994, Hidajat und Mitarb. 1996c).

Eine weitere indirekte Dosisreduktion durch die Spiral-CT wird darin gesehen, daß aufgrund der begrenzten Röhrenbelastbarkeit und kontinuierlichen Röhrenbelastung der Anwender gezwungen ist, mit einem niedrigeren Röhrenstrom zu untersuchen als bei der konventionellen CT. In der Tat zeigen Ergebnisse einer Datenerhebung bei 26 Betreibern von CT-Geräten in Berliner Krankenhäusern und Praxen, daß bei den Betreibern, die mit Spiral-CT arbeiten, das mAs-Produkt um 27 bis 43 % niedriger ist als bei denen, die mit konventioneller CT untersuchen (Hidajat und Mitarb. 2000 siehe Kap. 5.2.3).

### Niedrigdosis-CT

Unter Niedrigdosis-CT (ND-CT) wird im allgemeinen eine CT-Untersuchung verstanden, die aufgrund besonders gewählter Untersuchungsparameter zu deutlich niedrigerer Patientendosis führt als eine CT-Untersuchung mit Standarddosis (SD-CT) und trotzdem eine entsprechend der klinischen Fragestellung ausreichende Bildqualität ermöglicht. Die Patientendosis kann nur soweit gesenkt werden wie das Bildrauschen die Erkennbarkeit der interessierenden Details nicht zu stark beeinträchtigt. Details mit hohem Kontrast gegenüber den umgebenden Strukturen sind weniger rauschanfällig als solche, die einen geringen Kontrast gegenüber der Umgebung aufweisen. So lassen sich Regionen mit anatomisch vorgegeben hohen oder mit verschiedenen Kontrastmitteln künstlich angehobenen Absorptionsunterschieden mit niedrigeren Dosen untersuchen als Regionen mit geringen Dichtedifferenzen.

Im folgenden sollen Beispiele für die ND-CT dargestellt werden (Tab. 37).

#### *Niedrigdosis-CT des Thorax*

Die ND-CT wird am häufigsten bei der CT der Lunge eingesetzt, da der große Dichteunterschied zwischen dem lufthaltigen Alveolarraum und den meisten pathologischen Veränderungen wie Lungenherden, alveolären und interstitiellen

Tab. 25 : Beispiele für die Niedrigdosis-CT

<b>Autoren</b>	<b>CT-Untersuchung</b>	<b>CT-Gerät</b>	<b>Parameter für Standarddosis-CT</b>	<b>Parameter für Niedrigdosis-CT</b>	<b>Klinische Einsatzgebiete der Niedrigdosis-CT</b>
Diederich und Mitarb.	CT-Thorax (Erwachsene)	SR 7000 (Philips)	120 kV, 250 mAs, 10 mm, Pitch 1	120 kV, 50 mAs, 10 mm, Pitch 1 oder 5 mm, Pitch 2	Lungenrundherde
Rusinek und Mitarb.	CT-Thorax (Erwachsene)	GE 9800 (GE Medical Systems)	120 kV, 200 mAs, 10 mm	120 kV, 20 mAs, 10mm	Lungenrundherde
Mayo und Mitarb.	CT-Thorax (Erwachsene)	GE 9800 (GE Medical Systems)	120 kV, 400 mAs, 10 mm	120 kV, 20 mAs, 10mm	Lungenrundherde, Emphysem, mediastinale Lymphadenopathie, Pleuraplaques, Pleuraerguß
Rogalla und Mitarb.	CT-Thorax (Kinder)	Tomoscan AV EU (Philips)	120 kV, 175 mAs, 1,5-10 mm	120 kV, 25-75 mAs, 1,5-10 mm, Pitch 1-2	Bronchial- und Interstitielerkrankungen, Metastasen, Mediastinal- oder Hiluslymphadenopathie
Lee und Mitarb.	HRCT-Thorax (Erwachsene)	GE 9800 (GE Medical Systems)	120 kV, 340 mAs, 1,5 mm	120 kV, 80 mAs, 1,5 mm	Chronisch infiltrative Lungenerkrankungen
Ambrosino und Mitarb.	HRCT-Thorax (Kinder)	GE 9800 GE Hi Speed Advantage (GE Medical Systems)	120 kV, 140-200 mAs, 1-1,5 mm	120 kV, 40-80 mAs, 1-1,5 mm	Diffuse parenchymale Lungenerkrankungen
Kamel und Mitarb.	CT-Becken (Kinder)	GE 9800 (GE Medical Systems)	120 kV, 240 mAs, 10 mm	120 kV, 80 mAs, 10 mm	Pathologien nicht explizit angegeben
Felsenberg und Mitarb.	CT-Knochen (Erwachsene)	Somatom DRH (Siemens)	125 kV, 210 mAs	85 kV, 55-96 mAs	Femurgeometrie, Osteodensitometrie, Osteolysen, CT-Nasennebenhöhlen, Frakturen
Diederichs und Mitarb.	CT-Knochen (Erwachsene)	GE Hi Speed Advantage (GE Medical Systems)	120 kV, 200-400 mAs, 1 mm	80 od. 120 kV, 40 mAs, 1mm, Pitch 1,7-2	Diverse knöcherne Veränderungen des Schädels, der HWS und der Extremitäten
Kearney und Mitarb.	CT-NNH (Erwachsene)	GE Hi Speed Advantage (GE Medical Systems)	120 kV, 200 mAs, 5 mm	120 kV, 40 mAs, 5mm, Pitch 1	Darstellung von anatomischen Strukturen der Nasennebenhöhlen

Infiltraten und Tumoren eine Dosisreduktion möglich erscheinen läßt. Aber auch im Mediastinum bestehen hohe Dichteunterschiede, die durch das mediastinale Fettgewebe, die großen Gefäße und die angrenzende Lunge gebildet werden.

Die Nachweisbarkeit von Lungenrundherden mittels ND-CT wurde von Diederich und Mitarb. (1996) an Leichenlungen und Patienten untersucht. Die ND-CT wurde in Spiral-Technik mit 120 kV, 50 mAs pro Rotation und Schichtdicke 10 mm bei pitch 1 oder Schichtdicke 5 mm bei pitch 2 durchgeführt. Bei der SD-CT wurden 120 kV, 250 mAs pro Rotation und Schichtdicke 10 mm bei pitch 1 gewählt. Die Autoren konnten zeigen, daß alle weichteildichten Herde mit einem Durchmesser von 5 mm oder mehr mit der ND-CT eindeutig nachgewiesen wurden. Auch Herde mit einem Durchmesser von 3 und 4 mm ließen sich fast alle erkennen. Rusinek und Mitarb. (1998) konnten zeigen, daß Lungenrundherde mit einer Größe von 7 und 3 mm bei Schichtdicke 10 mm und 20 mAs mit ähnlicher Sensitivität nachweisbar waren wie mit 200 mAs.

Mayo und Mitarb. (1995) untersuchten Patienten mit verschiedenen intrathorakalen Pathologien, zu denen Lungenherde, Emphysem, mediastinale Adenopathie, Pleuraplaques und Pleuraerguß gehörten. Sie stellten fest, daß eine diagnostisch ausreichende Bildqualität bereits mit 20 mAs bei Schichtdicke 10 mm zu erreichen war. Um eine gute Bildqualität zu erzielen, waren 140 mAs notwendig. Nur bei 5 von 30 Patienten, die mit höheren mAs-Produkten untersucht worden waren, wurde eine subjektiv bessere Bildqualität erzielt.

Die Wertigkeit der ND-CT in der pädiatrischen Thoraxbildgebung wurde von Rogalla und Mitarb. (1997) untersucht. Das Alter der Kinder lag zwischen 3 Wochen und 14 Jahren. Die Indikationen der CT-Untersuchung waren Lungenmetastasen, Mediastinal- oder Hilus-Lymphadenopathie sowie Bronchial- und Interstitielerkrankungen. Die Patienten wurden mit 25 mAs, 50 oder 75 mAs pro Rotation bei pitch 1 oder 2 untersucht. Die Schichtdicke betrug zwischen 1,5 und 10 mm. Diese ND-CT wurde mit der SD-CT bei Erwachsenen mit 120 kV und 175 mAs hinsichtlich des Rauscheindrucks verglichen. Im Lungenfenster konnten die Autoren selbst bei 25 mAs keinen Informationsverlust feststellen. Im Mediastinalfenster wurde bei 50 oder 75 mAs eine akzeptable Bildqualität erzielt.

### *Niedrigdosis-HRCT der Lunge*

In einer Studie von Lee und Mitarb. (1994) wurde die Wertigkeit der Niedrigdosis-HRCT (ND-HRCT) bei chronisch infiltrativer Lungenerkrankung im Vergleich zur konventionellen Thoraxübersichtsaufnahme p.a. und zur hochauflösenden SD-HRCT untersucht. Die Mehrzahl der Patienten hatten eine interstitielle Pneumonie, Sarkoidose, chronische exogene allergische Alveolitis, Asbestose oder Bronchiolitis obliterans mit karnifizierender Pneumonie. Bei der ND-HRCT wurden 3 Aufnahmen mit einer Schichtdicke von 1,5 mm in Höhe des Aortenbogens, der Trachealbifurkation und 1 cm über dem rechten Zwerchfell, bei der SD-HRCT Aufnahmen mit einer Schichtdicke von 1,5 mm und einem Abstand von 10 mm angefertigt. Die ND-HRCT wurde mit 120 kV und 80 mAs, die SD-HRCT mit 120 kV und 340 mAs durchgeführt. Die Schnittbilder wurden mit einem hochauflösenden Algorithmus rekonstruiert. Der höchste Grad an Diagnosesicherheit wurde mit der Thoraxaufnahme in 42%, mit der ND-HRCT in 61% und mit der SD-HRCT in 63% der Fälle erzielt. Bei diesem Grad an Diagnosesicherheit waren 92% der Diagnosen der Übersichtsaufnahme, 90% der ND-HRCT und 96% der SD-HRCT korrekt.

Die Dosisberechnungen ergaben, daß die effektive Dosis der ND-HRCT mit 0,04 mSv in der gleichen Größenordnung lag wie die der konventionellen Übersichtsaufnahme. Damit erlaubte die ND-HRCT eine höhere Diagnosesicherheit als die konventionelle Übersichtsaufnahme ohne Erhöhung der effektiven Dosis.

Der Einsatz der ND-HRCT bei Kindern mit diffuser parenchymatöser Lungenerkrankung wurde von Ambrosino und Mitarb. (1994) beschrieben. Die untersuchten Kinder waren im Alter zwischen 4 Monaten und 17 Jahren. Die Autoren stellten fest, daß Aufnahmen mit 120 KV und 80 oder 40 mAs die gleiche diagnostische Aussagekraft besaßen wie Aufnahmen mit 120 kV und 200 oder 400 mAs, trotz des deutlich erkennbaren Rauschens auf den 40 mAs-Aufnahmen.

### *Niedrigdosis-CT des kindlichen Beckens*

Die Möglichkeit einer Dosisreduktion bei der CT des kindlichen Beckens wurde von Kamel und Mitarb. (1994) untersucht. Die Autoren sahen den Bedarf an Niedrigkontrastauflösung im Becken als relativ gering an, da die Beckenstrukturen (Knochen, kontrastierte Blase und kontrastierte Darmschlingen)

Hochkontraststrukturen bilden. Es wurden zwei Protokolle miteinander verglichen : 120 kV und 80 mAs mit 120 kV und 240 mAs. Sie stellten fest, daß die Erkennbarkeit von Details des Beckens, die Bildqualität und der Grad der Diagnosesicherheit auf den Aufnahmen mit 80 mAs gegenüber denen mit 240 mAs nicht beeinträchtigt waren.

### *Niedrigdosis-CT des Knochens*

CT-Untersuchungen des knöchernen Skelettes mit reduzierter Strahlendosis wurden von Felsenberg und Mitarb. (1990) durchgeführt. Für die Osteodensitometrie wurden am gleichen Gerät 85 kV und 96 mAs statt der bisherigen 125 kV und 210 mAs eingestellt. Die Präzision und Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse waren bei beiden Aufnahmemodes vergleichbar. Ähnliche Dosisreduktion war bei anderen Fragestellungen möglich. Zu diesen gehörten Messungen der Femurgeometrie zur Anfertigung einer Individualhüftprothese, Bestimmungen von geometrischen Daten wie beispielsweise dem Antetorsionswinkel, aber auch die Darstellung von osteolytischen Metastasen. Auch kleinere Osteolysen, die mit herkömmlicher Aufnahmetechnik eben erkennbar waren, konnten mit der ND-CT ebenfalls dargestellt werden, sofern der Objektdurchmesser nicht zu groß war. Frakturen in komplexen Gelenkbereichen oder bei starker Fragmentierung sehr kleiner Knochen ließen sich zuverlässig und sicher darstellen und beurteilen. Bei der CT der paranasalen Sinus war der diagnostische Aussagewert der 85 kV-Bilder mit dem der 125 kV-Bilder vergleichbar.

Untersuchungen des Schädels, des Kiefers und der Extremitäten mit diversen knöchernen Veränderungen wurden von Diederichs und Mitarb. (1996) in Spiral-Technik mit 120 kV und 40 mAs pro Rotation mit Schichtdicke 1 mm bei pitch 1,7 - 2,0 durchgeführt. Bei allen knöchernen Strukturen war mit den gewählten Parametern eine sehr gute Bildqualität ohne störendes Rauschen gewährleistet.

Nach Kearney und Mitarb. (1997) kann die CT der paranasalen Sinus mit 120 kV und 40 mAs erfolgen. Alle wichtigen anatomischen Strukturen der Nasennebenhöhlen konnten dabei sicher beurteilt werden.

### 5.1.2 Technische Maßnahmen

#### Optimierung der Strahlenfilterung und des Detektorsystems

Eine effiziente röhrennahe Vorfilterung der Röntgenstrahlung beseitigt die energiearmen Quanten, die nicht zur Bildgebung beitragen, da sie aufgrund ihrer geringen Energie im Patienten absorbiert werden und den Detektor nicht erreichen. Dieser Strahlungsanteil trägt also nur zu einer erhöhten Patientendosis bei, ohne die Bildqualität zu verbessern. Nach DIN 6815 wird für die CT ein Mindestwert der Gesamtfilterung von 2,5 mm Al gefordert (DIN 1992).

Stärkere Filterung führt zur Absorption von weicheeren, den Patienten belastenden Strahlenanteilen, daneben auch zu homogenerer Strahlenqualität und Reduktion von Aufhärtungsartefakten. Jedoch wird durch stärkere Filterung in der Regel gleichzeitig der Kontrast verringert und ein höheres Rauschen aufgrund der verminderten detektorwirksamen Strahlungsausbeute verursacht. Um den Verlust an Kontrast-Rausch-Verhältnis auszugleichen, ist eine Erhöhung des mAs-Produktes notwendig, was wiederum dem positiven patientenschonenden Effekt der Filterung entgegenwirkt.

Es gilt daher, einen Kompromiß einzugehen zwischen der die Patientendosis reduzierenden Wirkung und dem das Kontrast-Rausch-Verhältnis beeinträchtigenden Effekt der Strahlenfilterung. Die derzeit aktuelle Gerätegeneration weist häufig eine Filterung des Strahlers mit 1 bis 3 mm Al und eine geräteseitige Zusatzfilterung von 0,1 mm Cu auf; die Gesamtfilterung beträgt dabei rund 5-6 mm Al-Äquivalent. Daneben gibt es noch ältere, aber auch neuere Geräte, die mit einer Zusatzfilterung von 0,2 mm Cu arbeiten und eine Gesamtfilterung von 8-9 mm Al-Äquivalent aufweisen (Nagel 1999).

Ein spezieller Filter ist der sogenannte Formfilter, der typischerweise im Zentrum sehr dünn ist und nach peripher symmetrisch an Dicke zunimmt. Der Formfilter absorbiert die peripheren Anteile des Strahlenfächers stärker als die zentralen und kompensiert damit teilweise die annähernd zylindrische Form des Körpers, so daß eine homogenere Signalintensität von den Detektoren aufgefangen wird. Hierdurch

verringern sich die Anforderungen an den Dynamikbereich des Detektorsystems. Um das Absorptionsverhalten möglichst körperäquivalent zu gestalten, bestehen Formfilter häufig aus Kunststoff oder anderen Materialien mit niedrigerer chemischer Ordnungszahl  $Z$ . Einige Geräte arbeiten je nach der zu untersuchenden Körperregion mit unterschiedlichen Formfiltern.

Bei einem Filter mit annähernd konstanter Dicke steigt die Dosis mit zunehmender Entfernung von der Rotationsachse überproportional an. Diese nimmt dagegen bei einem Formfilter nur geringfügig zu oder kann sogar an der Oberfläche leicht wieder abfallen, mit der Folge einer Verringerung der Dosis. Diese radiale Dosisverteilung zeigten Atherton und Huda (1995) und Huda und Atherton (1995) durch Monte-Carlo-Simulation für ein zylindrisches Kopf-Phantom ( $\varnothing 16\text{cm}$ ) und Körper-Phantom ( $\varnothing 32\text{cm}$ ) aus Plexiglas und die auf  $D_{\text{air}}$  normierte Dosis in diesen Phantomen. Die Strahlenqualität wurde als Halbwertschichtdicke vor dem Filter eingestellt. Der Verlauf der Kurven, die bei der Berechnung ohne Filter erhalten wurden, entspricht dem Verlauf bei einem flachen Filter konstanter Dicke (Abb. 16). Bei den CTDI-Messungen macht sich ein stark geformter Filter dadurch bemerkbar, daß das Verhältnis des peripheren CTDI zum zentralen CTDI relativ klein ist. Dies kommt bei Körpern mit größerem Durchmesser stärker zum Ausdruck als bei kleineren Körpern (Tab. 26). Durch einen geeigneten Filter läßt sich eine Dosisreduktion erzielen. So führt der CARE (Combined Applications to Reduce Exposure)-Filter beim Somatom Plus 4 (Fa. Siemens) verglichen mit einem 2 mm Al Filter zu einer Dosisreduktion um 15% ohne Einbuße an Bildqualität (Klingenbeck-Regn und Oppelt 1998).

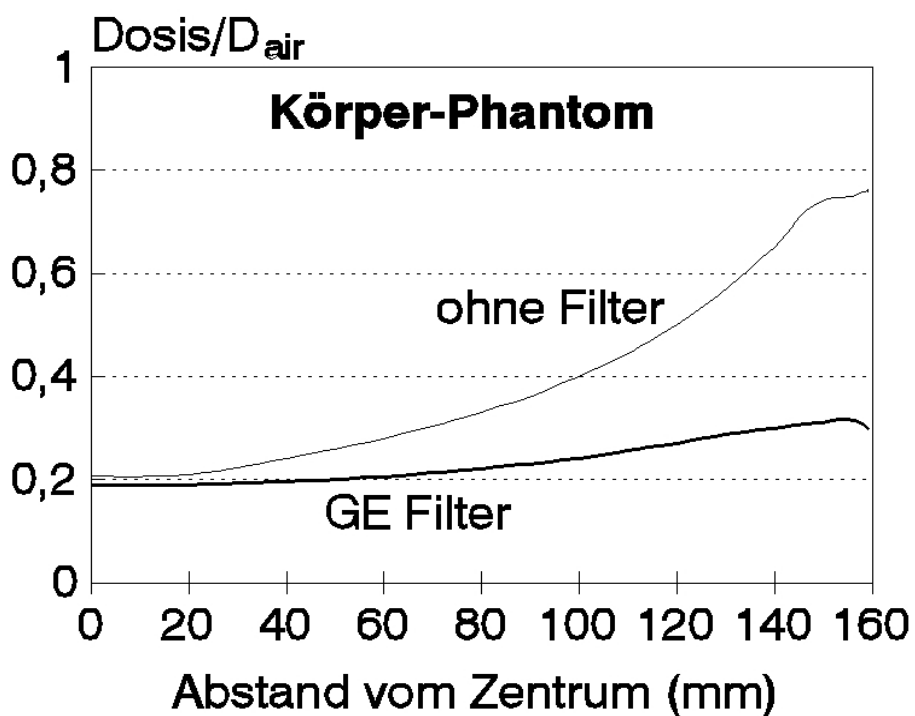
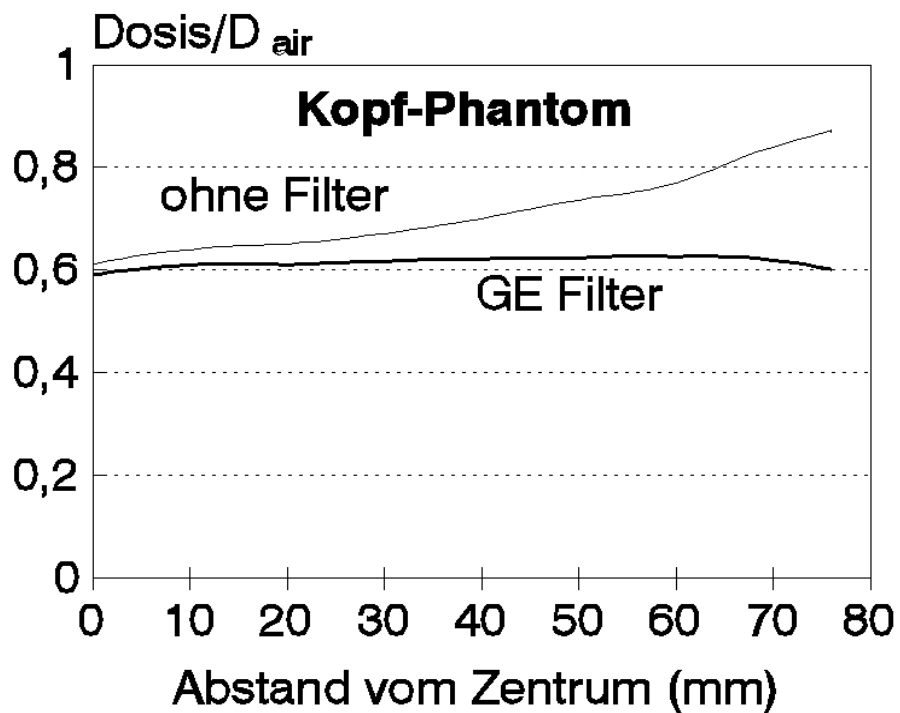


Abb. 16 : Mittels einer Monte-Carlo-Simulation berechnete radiale Dosisverteilung in einem zylindrischen Kopf- und Körper-Phantom aus Plexiglas ohne und mit Formfilter (Huda und Atherton 1995, Atherton und Huda 1995)



Tab. 26 : Werte für CTDI<sub>10cm</sub> in einem Kopf- und Körper-Phantom bei 120 kV, 100 mAs und nomineller Schichtdicke 10 mm und Verhältnis des peripheren CTDI zum zentralen CTDI

Meßort	Hi Speed CT/i		Tomoscan M	
	CTDI <sub>10cm</sub> (mGy)	Dosis- verhältnis	CTDI <sub>10cm</sub> (mGy)	Dosis- verhältnis
Kopf-Phantom		1,08		1,24
peripher	11,62		50,16	
zentral	10,8		37,51	
Körper-Phantom		2,13		3,62
peripher	7,1		42,54	
zentral	3,34		11,76	

Das Detektorsystem stellt im Hinblick auf die Patientendosis ein wichtiges Element des Meßsystems eines CT-Gerätes dar. Es wird durch dünne Trennbleche in Meßkammern unterteilt. Diese Trennbleche dienen der mechanischen Stabilität des Detektorsystems und stellen gleichzeitig einen Totraum dar. Bei den heutigen CT-Geräten werden im wesentlichen zwei Typen von Detektorsystemen eingesetzt. Zum einen handelt es sich um Gasdetektoren, bei denen ein unter hohem Druck befindliches Gas aus einem Material mit hoher Ordnungszahl (z.B. Xenon) die Absorption der Röntgenquanten und die direkte Umwandlung in elektrische Ladungsträger vollzieht. Zum anderen sind es Festkörperdetektoren, bei denen das elektrische Signal indirekt entsteht. Zunächst sorgt ein Szintillator für die Absorption der Quanten und die Umwandlung der absorbierten Energie in sichtbares Licht. Anschließend wird das Licht mit photosensitiven Halbleitern aufgefangen und in ein elektrisches Signal umgewandelt. Festkörperdetektoren basieren auf einer Kombination von Szintillator und Photodetektor, beispielsweise Kristallen aus CsI (CdWO<sub>4</sub>) mit Photodioden oder NaI mit einem Photovervielfacher.

Haupt-Verlustfaktor beim Gasdetektor ist die Absorption im Eintrittsfenster des Druckgefäßes, das entsprechend dick ausgeführt sein muß, um dem hohen Innendruck standhalten zu können (Absorptionsverlust). Dafür besitzt der Gasdetektor durch seine Bautiefe von mehreren Zentimetern und die auf den Röhrenfokus ausgerichteten Metallelektroden eine eingebaute Streustrahlenunterdrückung.

Der Festkörperdetektor benötigt kein Eintrittsfenster. Dafür müssen zusätzliche Maßnahmen zur Streustrahlenunterdrückung durchgeführt werden, die zu geometrischen Verlusten führen. Bei Geräten mit stationärem Detektorring (4. Generation), bei denen die Detektorelemente nicht auf den Fokus sondern auf das Drehzentrum ausgerichtet sind, können aus diesem Grunde weder Gasdetektoren noch lamellenförmige Kollimatoren zur Streustrahlenunterdrückung eingesetzt werden. Eine teilweise Kompensation der hieraus resultierenden Bildqualitätsprobleme kann daher nur über eine entsprechend höhere Dosis erfolgen.

Ein wesentliches Qualitätsmerkmal eines Detektorsystems ist die Dosiseffizienz, d.h. die Strahlendosis, die notwendig ist, damit ein bestimmtes Signal-Rausch-Verhältnis erreicht wird. Die wichtigsten Faktoren, die die Dosiseffizienz bestimmen, sind die geometrische Effizienz und die Detektoreffizienz. Die geometrische Effizienz drückt das Verhältnis der aktiven Detektorfläche zur Gesamtfläche aus und wird mit 30 bis 90% angegeben (Rothenberg und Pentlow 1992). Bei den heutigen modernen CT-Geräten ist eine geometrische Effizienz um 80% Standard (von der Haar und Mitarb. 1998b). Als Detektoreffizienz wird der Anteil der auf die aktive Detektorfläche auftreffenden Strahlung bezeichnet, der tatsächlich absorbiert wird. Diese beträgt zwischen 50 und 99%. Die Kristalle sind mit ihrer hohen Detektoreffizienz von mehr als 90% gegenüber der des Edelgases Xenon mit 50-60% im Vorteil (Rothenberg und Pentlow 1992). Die klassischen Szintillatoren haben allerdings die Nachteile des langsameren Ansprechens und des Nachleuchtens. Mit der Erfindung der Schleifringtechnologie und kontinuierlicher Bestrahlung sowie der Einführung der Spiral-CT wurden die Nachteile der klassischen Szintillatoren deutlicher. Xenondetektoren stellen aufgrund des schnelleren Ansprechens für schnelle Untersuchungen eine geeignete Alternative dar (von der Haar und Mitarb. 1998b).

Durch entsprechende Optimierung der Gasdetektoren mit hohem Kammerdruck und tiefen Kammern werden eine größere Detektoreffizienz und höhere Niedrigkontrastauflösung erzielt. Der erste Subsekundenscanner mit 750 ms für eine Vollrotation (Siemens Somatom Plus 4) arbeitet mit solchen Xenondetektoren (von der Haar und Mitarb. 1998b). Ein technologisch fortentwickelter Xenon-Detektor, der

einen Kammerdruck von 25 atm bei einer Kammertiefe von 8 cm aufweist, kann 98% der auftreffenden Quanten absorbieren (Nagel 1999).

### Optimierung der Röhrenstromeinstellung

Während bei der klassischen Niedrigdosis-CT der Röhrenstrom und das mAs-Produkt für die gesamte Untersuchungsregion konstant gewählt werden, kann über eine sogenannte anatomieadaptierte Röhrenstrommodulation der Röhrenstrom während einer Rotation entsprechend der Schwächung der Röntgenstrahlen durch den Patientenkörper variiert werden.

Für einen homogenen Körper mit rundem Querschnitt ist die Schwächung unabhängig von der Röntgenröhrenposition konstant. Dies führt zu einem homogenen Bildrauschen. Im Vergleich dazu kann sich bei einem Körper mit längsovale Querschnitt die Schwächung in Abhängigkeit vom Projektionswinkel um mehrere Größenordnungen ändern. Das *"Smart-Scan"-Verfahren* basiert auf der Überlegung, daß der Querschnitt des Patientenkörpers in der Regel nicht rund ist und der benötigte Röhrenstrom nicht konstant bleiben muß, sondern abhängig von den unterschiedlichen Strahlenschwächungen variiert werden kann. Das Verfahren (SmartScan<sup>R</sup>, GE Medical Systems, Milwaukee, USA) ermöglicht eine anatomisch angepaßte Variation des Röhrenstroms während einer 360°-Röhrenrotation und wird im folgenden beschrieben.

Vor der eigentlichen Untersuchung werden zwei Röntgenstrahlabsorptionswerte ermittelt. Dazu werden zwei Übersichtsradiogramme (Scout-views) mit seitlichem und sagittalem Strahlengang angefertigt. Die jeweilige Röntgenschwächung wird in den mittleren 100 der 852 Kanäle des Gerätes in beiden Ebenen gemessen und bestimmt die maximal mögliche Modulation des Röhrenstroms während einer 360°-Rotation der Röntgenröhre. Für die Richtung, längs der die stärkste Röntgenschwächung gemessen wurde, wird der höchste Röhrenstrom generiert. Dieser wird vom Untersucher vorgegeben. Für die Richtung, längs der die geringste Röntgenschwächung gemessen wurde, wird ein entsprechend geringerer Röhrenstrom eingestellt, der gleichzeitig der niedrigste ist. Zwischen den beiden

Extremwerten werden dann durch eine sinusförmige Funktion alle Stromwerte in Abhängigkeit von der momentanen Position der Röhre relativ zur Körperachse des Patienten berechnet. Der mittlere Stromwert für die Untersuchung (Smart-Strom-Wert) ist kleiner als der maximale Stromwert, im Falle eines runden Körperquerschnitts und homogenen Körpers gleich groß wie der maximale Stromwert.

Je mehr der Körperquerschnitt von der runden Form abweicht bzw. je kleiner das Verhältnis von Höhe zu Breite ( $h:b$ ) ist, desto stärker ist die Modulation des Röhrenstroms bei gleicher Dichteverteilung im Körper. So beträgt nach Giacomuzzi und Mitarb. (1996a) die Röhrenstromreduktion bei wassergefüllten Plexiglasphantomen 17 % für einen  $h:b$ -Wert von 0,44, 13 % für einen  $h:b$ -Wert von 0,56 und 2 % für einen  $h:b$ -Wert von 0,69. Nach den Untersuchungen von Lehmann und Mitarb. (Lehmann und Mitarb. 1997) erweist sich die Beziehung zwischen der Patientengeometrie und der Röhrenstromreduktion für den Thorax und das Abdomen als signifikant. Daher kann das Ausmaß der Röhrenstromreduktion für diese Körperregionen über das Verhältnis von Körperhöhe zu -breite beschrieben werden. Dagegen kann für das Becken dieser Zusammenhang nicht belegt werden. Die Ursache hierfür wird in einer gleichförmigeren Absorptionsverteilung im Thorax und Abdomen gesehen, in denen die Dichteunterschiede in den beiden Übersichtstopogrammen durch den unterschiedlichen Körperdurchmesser und weniger durch die lokale Verteilung der Skelettanteile bedingt sind. Somit ist neben der Patientengeometrie auch die Dichteverteilung im Körper für das Ausmaß der Röhrenstromreduktion entscheidend.

Nach Kopka und Mitarb. (1995) ist bei der CT des Thorax eine deutlich geringere Dosisreduktion zu erzielen als bei der CT des Abdomens oder CT des Beckens. Die Autoren führen den geringeren dosisreduzierenden Effekt des Verfahrens bei der CT des Thorax darauf zurück, daß der Thorax im Querschnitt eine nahezu runde Form aufweist und bezüglich seiner Röntgendichte weitgehend homogen ist, während das Abdomen und das Becken im Querschnitt eine ovale Form mit Betonung der transversalen Ausdehnung besitzen. Dagegen ist nach Giacomuzzi und Mitarb. (1996b) und Lehmann und Mitarb. (1997) die Dosisreduktion bei der CT des Thorax

und des Abdomens als gleich anzusehen. Die Röhrenstromreduktion für verschiedene Körperregionen ist in Tab. 27 dargestellt.

Tab. 27 : Röhrenstromreduktion durch den Einsatz des "Smart-Scan"-Verfahrens bei verschiedenen Untersuchungen

<b>Autoren</b>	<b>CT-Thorax</b>	<b>CT-Abdomen</b>	<b>CT-Becken</b>	<b>Untersuchungs- objekt</b>
Kopka und Mitarb. (1995)	3,3% (0-10,7) (280 mA)	8,4% (0-12,9) (280 mA)	13,2% (8,2-20,4) (280 mA)	Patienten <sup>1</sup>
Giacomuzzi und Mitarb. (1996b)	9% (> 200 mA)	8% (> 200 mA)		Rando-Phantom <sup>2</sup>
Giacomuzzi und Mitarb. (1996b)	13% (240 mA)	11% (240 mA)		Patienten <sup>3</sup>
Giacomuzzi und Mitarb. (1996b)	9% (200 mA)	11% (200 mA)		Patienten <sup>4</sup>
Lehmann und Mitarb. (1997)	7% (250 ± 22 mA)	6% (270 ± 14 mA)	11% (263 ± 35 mA)	Patienten <sup>5</sup>

In Klammern der maximale Röhrenstrom, soweit angegeben

<sup>1</sup> Für jede Untersuchungsregion jeweils 23 Patienten

<sup>2</sup> An der breitesten Stelle im Thoraxbereich h:b=0,76, im Abdomenbereich h:b=0,82

<sup>3</sup> Für Thorax h:b=0,45 bis 0,92, für Abdomen h:b=0,65 bis 0,81

<sup>4</sup> Für Thorax h:b=0,50 bis 0,84, für Abdomen h:b=0,61 bis 0,76

<sup>5</sup> Für jede Untersuchungsregion jeweils 100 Patienten

Übereinstimmend wurde von Kopka und Mitarb. (1995) und Lehmann und Mitarb. (1997) gezeigt, daß der Einsatz des "Smart-Scan"-Verfahrens im Becken zur größten Dosisreduktion führt. Zusätzlich zur mehr ovalen Form des Beckens besteht im Becken eine deutliche Inhomogenität der Dichteverteilung im Querschnitt. Die röntgendichten Beckenknochen liegen beidseits lateral und erfordern einen hohen Röhrenstrom im seitlichen Strahlengang, während in der sagittalen Projektion eine Reduktion des Röhrenstroms erfolgen kann.

Aus den beiden Übersichtstopogrammen treten Oberflächendosen in der Größenordnung von 0,7 mGy auf. Diese sind im Vergleich zu den bei einer CT-Untersuchung auftretenden Dosen um einen Faktor von etwa 30 kleiner (Giacomuzzi und Mitarb. 1996b). Nach Messungen von Kopka und Mitarb. (1995) an einem Rando-Phantom kann bei der CT des Thorax, Abdomens und Beckens mit 55 lückenlosen Schichten bei einer Schichtdicke von 10 mm die Gonadendosis von 245  $\mu$ Sv durch das "Smart-Scan"-Verfahren auf 216  $\mu$ Sv reduziert werden. Trotz des zusätzlichen zweiten Übersichtstopogramms wird die Gonadendosis in der Größenordnung um etwa 10% reduziert.

### **5.1.3 Maßnahmen zur Dosisbeschränkung**

Dosismessungen an Patienten in der diagnostischen Radiologie haben in den 50-er Jahren begonnen. Soweit der Literatur entnommen werden kann, war die Adrian Survey (Adrian Committee 1960) wahrscheinlich die erste große Datenerhebung, bei der eine sehr große Variation von Patientendosen für die gleiche Röntgenuntersuchung gezeigt wurde. Zum Beispiel variierte die Testesdosis bei Untersuchungen der Lendenwirbelsäule in Krankenhäusern in Großbritannien um einen Faktor von 10000. Es folgte die Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT) in den USA in den 70-er Jahren. Hierbei konnte bei Aufnahmen des Abdomens in a.-p. Projektion eine Variation in der Einfallsdosis um einen Faktor von 20 zwischen den verschiedenen Krankenhäusern ermittelt werden (Burkhart 1984). Der National Radiological Protection Board (NRPB) bestimmte bei ihrer Erhebung in Großbritannien in den 80-er Jahren die Oberflächendosis direkt auf der Patientenoberfläche und beobachtete ebenfalls für Aufnahmen des Abdomens in a.-p. Projektion eine Variation um einen Faktor von 5 zwischen den verschiedenen Krankenhäusern und 30 zwischen den einzelnen Aufnahmen (Shrimpton und Mitarb. 1986). In der CEC Trial on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in 1991 fand sich in den Oberflächendosen bei Aufnahmen der Lendenwirbelsäule in a.-p. Projektion eine Variation um den Faktor 10 zwischen den Krankenhäusern (Maccia und Mitarb. 1996).

Beschränkungen der Strahlenexposition durch Anwendung von Röntgenstrahlung sind Gegenstand einer Reihe von Richtlinien, Leitlinien und Empfehlungen. Die ersten solcher Richtlinien galten jedoch für den Schutz der Arbeitskräfte und nicht für die Patienten. Der Rat der Europäischen Gemeinschaft erließ im Jahre 1959 zum ersten Mal eine Richtlinie zur Festlegung der Grundnormen für den Gesundheitsschutz der Bevölkerung und der Arbeitskräfte gegen die Gefahren ionisierender Strahlung (Europäische Gemeinschaften 1959). Diese Grundnormen enthielten Grenzwerte für Teilkörper. Erst Anfang der 80-er Jahre wurde beschlossen, eine Richtlinie zu erarbeiten, die sich mit dem Sonderfall des Patientenschutzes befaßt. Diese wurde 1984 erlassen (Europäische Gemeinschaften 1984) und fand in die Novellierung der Röntgen- und Strahlenschutzverordnung Eingang. Die Richtlinie schrieb vor, daß jede medizinische Strahlenbelastung medizinisch gerechtfertigt sein muß und so niedrig gehalten werden muß, wie dies vernünftigerweise zu erreichen ist. Daneben enthielt sie nur praktische Empfehlungen zur korrekten Anwendung der Rechtfertigung und zur Optimierung des Strahlenschutzes.

Trotz des Erlasses der europäischen Richtlinie von 1984 machte die mit radiologischen Strahlenanwendungen verbundene Strahlenexposition der Bevölkerung nach wie vor den deutlich größten Anteil der Exposition aus zivilisatorischen Quellen aus. Dosisintensiven Untersuchungen wurden in den Richtlinien zu wenig Beachtung geschenkt. Dabei ist bei diesen Teilbereichen, wie zum Beispiel bei der CT eine anhaltend steigende Tendenz festzustellen. Nach den Daten des Wissenschaftlichen Ausschusses der Vereinten Nationen zur Untersuchung der Auswirkungen atomarer Strahlen, die der Kommission und dem Wirtschafts- und Sozialausschuß der Europäischen Union vorlagen, wurden die Einwohner von Industrieländern im Schnitt einmal im Jahr einer Röntgen- oder nuklearmedizinischen Untersuchung unterzogen (Europäische Gemeinschaften 1996).

In der 1997 erlassenen Richtlinie wurden die Anforderungen an die Rechtfertigung und Optimierung, Festlegung von Verantwortlichkeiten, Ausbildung, Ausrüstung und Kontrolle deutlich verschärft (Europäische Gemeinschaften 1997). Völlig neu bei der Optimierung ist, daß die Mitgliedsstaaten die Erstellung und Anwendung

diagnostischer Referenzwerte für strahlendiagnostische Untersuchungen fördern und die Verfügbarkeit einer entsprechenden Anleitung unter Berücksichtigung europäischer diagnostischer Referenzwerte gewährleisten. In der Richtlinie sind die diagnostischen Referenzwerte definiert als "Dosiswerte bei strahlendiagnostischen medizinischen Anwendungen oder, im Falle von Radiopharmaka, Aktivitätswerte für typische Untersuchungen an einer Gruppe von Patienten mit Standardmaßen oder an Standardphantomen für allgemein definierte Arten von Ausrüstung. Bei Anwendung guter und üblicher Praxis hinsichtlich der diagnostischen und der technischen Leistung wird erwartet, daß diese Werte bei Standardverfahren nicht überschritten werden". Die Erstellung der diagnostischen Referenzwerte gilt für die Exposition von Patienten im Rahmen ihrer eigenen medizinischen Untersuchung oder Behandlung, von Personen im Rahmen arbeitsmedizinischer Überwachung, Reihenuntersuchungen oder medizinisch-rechtlicher Verfahren.

Parallel zu den Richtlinien erschienen die ersten Leitlinien zur Patientendosis in den 80-er Jahren in den USA, gefördert durch den Centre for Devices and Radiological Health (CDRH) und den Conference of Radiation Control Program Directors Inc (CRCPD/CDRH 1992), und in Großbritannien, geführt von NRPB in Zusammenarbeit mit professionellen Gruppen von Radiologen (RCR) und Physikern (IPSM) (NRPB/RCR 1990, IPSM/NRPB/CoR 1992). In den frühen 90-er Jahren wurden Referenzdosen durch die EC Study Groups of radiologists and physicists in die Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images eingebaut (EC Study Group 1990 und 1992). Auch in Deutschland gab es durch die Leitlinien der Bundesärztekammer bereits im Jahre 1992 ernsthafte Maßnahmen, die Patientendosis bei der CT zu beschränken (Bundesärztekammer 1992).

Die Empfehlungen der ICRP 60 von 1990 (ICRP 1991) enthalten bereits die Verwendung von Referenzschwellen. Diese gelten allerdings hauptsächlich für die Strahlenexposition der Beschäftigten. Erst in den Empfehlungen der ICRP 73 von 1996 (ICRP 1996) wurde die diagnostische Referenzschwelle als Begriff eingeführt. Diese ist eine Form der in der ICRP 60 als eine Referenzschwelle aufgeführten Untersuchungsschwelle, bei deren Überschreitung die Ursache oder die Auswirkungen des Ergebnisses untersucht werden sollten. Im Gegensatz zu dieser



Untersuchungsschwelle gilt die diagnostische Referenzschwelle nach ICRP 73 für die medizinische Strahlenexposition von Patienten.

Um die Anwendung von Referenzdosen zu erleichtern, sollte eine Referenzdosisgröße bestimmte Voraussetzungen erfüllen. Die Referenzdosisgröße sollte genau definiert und als Dosisgröße bereits bekannt sein. Der Wert dieser Dosisgröße sollte leicht zu ermitteln sein, um den Vergleich der in der Praxis auftretenden Werte miteinander und mit der Referenzdosis zu erleichtern und um die Anwendung der Dosisgröße zu fördern. Er sollte außerdem ein Maß für die Patientendosis liefern und allgemein anwendbar sein, d.h. für alle Untersuchungstechniken und Geräte bestimmbar sein.

Die Organdosis und effektive Dosis sind im Hinblick auf die Patientendosis bei der CT zwar die bedeutsamen Dosisgrößen. Aufgrund der Probleme, die bei der Bestimmung dieser Dosisgrößen auftreten, erfüllen diese jedoch nicht die Voraussetzungen für eine Referenzdosisgröße. Vielmehr muß auf leichter meßbare Dosisgrößen zurückgegriffen werden, die ein Maß für die Organdosis und effektive Dosis liefern. Bei der CT wurden am Phantom gemessene Oberflächendosen zur Charakterisierung von Patientendosen und zum Vergleich zwischen verschiedenen Geräten benutzt (Edyvean und Mitarb. 1993). Die Oberflächendosis allein ist jedoch eine unvollständige Beschreibung der Patientendosis bei der CT, da die Tiefendosisverteilung in Abhängigkeit von der Strahlenqualität, insbesondere Filterung inkonstant ist. Desweiteren tritt ein deterministischer Strahlenschaden bei den üblichen Oberflächendosen nicht auf. Die in den Leitlinien der Bundesärztekammer (Bundesärztekammer 1992) bevorzugte Achsendosis (in Luft) wird als ein grober Indikator für die Patientendosis angesehen. Das Verhältnis zwischen der Achsendosis und der effektiven Dosis variiert zwischen verschiedenen CT-Geräten um den Faktor 2 bis 3 (Geleijns und Mitarb. 1995, Europäische Kommission 1998, Shrimpton und Mitarb. 1998b). Der Grund hierfür wird in der Anwendung von Formfiltern gesehen, die bei der Messung der Achsendosis unberücksichtigt sind. Der von der FDA als Dosisdeskriptor benutzte  $CTDI_{FDA}$  liefert kein gutes Maß für die Patientendosis. Bei kleineren Schichtdicken wird die Integrationslänge (14 Schichtdicken) sehr kurz, so daß ein großer Teil des Dosisprofils nicht erfaßt wird, mit der Folge, daß der  $CTDI_{FDA}$  kleiner werden kann,

obwohl gleichzeitig die Patientendosis zunehmen kann (Hidajat und Mitarb. 1998b). Bei einer Dosiserhebung über CT-Untersuchungen des Kopfes in den USA (Nationwide Evaluation of X-ray Trends) wurde der MSAD zur Charakterisierung der Strahlendosis verwendet. Dieser wurde als  $CTDI_{10cm}$  im Zentrum des Kopf-Phantoms gemessen (Conway und Mitarb. 1992). Auch bei den International Basic Safety Standards wird der MSAD als Dosisdeskriptor benutzt (FAO/IAEA/ILO/NEA/PAHO/WHO 1996).

Die heute als Referenzdosisgrößen am meisten akzeptierten Dosisgrößen bei der CT sind der  $CTDI_w$  und das DLP (Europäische Kommission 1998, Veit und Mitarb. 1998, Hidajat und Mitarb. 1999b). Auch das DFP (Dosisflächenprodukt), das sich vom DLP um den Faktor  $2 \times PI \times r$  ( $r$  Radius des Phantoms) unterscheidet, wurde zur Formulierung von Referenzwerten empfohlen (Poletti 1996). Die Werte für  $CTDI_w$  erweisen sich als brauchbare Näherungswerte für die mittleren Dosen von Organen innerhalb der Untersuchungsregion für den Fall, daß die Untersuchungsregion lückenlos abgetastet wird bzw. bei der Spiral-CT ein pitch von 1 gewählt wird. Das DLP besitzt für die üblichen CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes, des Thorax und des Abdomens eine sehr gute Korrelation zur effektiven Dosis (Hidajat und Mitarb. 1999b). Ein im Vergleich zur Referenzdosis zu hoher  $CTDI$  bedeutet, daß eine Dosisreduktion über das mAs-Produkt und/oder die Röhrenspannung möglich sein sollte. Ein im Vergleich zur entsprechenden Referenzdosis zu hohes DLP kann darin begründet liegen, daß die abgetastete Körperregion im Vergleich zur üblichen Untersuchungsregion länger ist oder die Anzahl der Abtastserien pro Untersuchung größer ist als üblich. Auch ein zu kleiner pitch oder eine überlappende Abtastung kann ein zu hohes DLP mit verursachen.

Um einen einheitlichen Mindeststandard hinsichtlich der Qualität der Diagnose und der Strahlenexposition für alle Bürger der Europäischen Union zu gewährleisten, soll die Aufstellung von Richtwerten nicht an den Aufgabenbereich der einzelnen Mitgliedsstaaten fallen, sondern es soll ein Katalog von Richtwerten erarbeitet werden, der für alle Mitgliedsstaaten anwendbar ist (Jung 1997).

In Deutschland wird die Ansicht vertreten, daß Referenzdosen für häufige und dosisintensive Untersuchungen etabliert werden sollen (Veit und Mitarb. 1998). Die

Festsetzung von Referenzdosen erfolgt im allgemeinen durch eine größere Dosiserhebung an verschiedenen Zentren. In jedem Zentrum wird für jede interessierende Untersuchung die bei Patienten mit Standardmaßen auftretende Dosis oder die mittlere Oberflächendosis in einer Gruppe von nicht selektierten Patienten ermittelt. Als Referenzwert wird das dritte Quartil der mittleren Dosen bestimmt. Dabei wird argumentiert, daß wenn 75% der Röntgenabteilungen mit Dosen unterhalb dieses Wertes auskommen, davon auszugehen ist, daß die restlichen 25% mit suboptimalen Expositionsparametern arbeiten. Dieses dritte Quartil wird als die untere Schranke von potentiell zu hoher Strahlendosis angenommen. Das Konzept des dritten Quartils wurde von der europäischen Kommission für die Aufstellung von Qualitätskriterien für diagnostische Röntgenaufnahmen angewandt (EC Study Group 1990). Die dabei zugrundeliegenden Daten basieren auf eine Dosiserhebung an Patienten in den 80-er Jahren (Shrimpton und Mitarb. 1986, Maccia und Mitarb. 1990). Auch bei der CT wurden bereits Referenzdosen für eine Reihe von Untersuchungen vorgeschlagen (Europäische Kommission 1998). Diesen lagen ebenfalls Daten aus einer Erhebung in den 80-er Jahren zugrunde (Shrimpton und Mitarb. 1991). Ein Auszug aus diesen Daten ist in Tab. 28 und 29 und die abgeleiteten Referenzdosen in Tab. 30 dargestellt.

Tab. 28 : Statistik der Werte für  $CTDI_w$  aus der Erhebung des NRPB (Shrimpton und Mitarb. 1991)

<b>Untersuchungs-</b> <b>region</b>	<b>n</b>	<b><math>CTDI_w</math> (mGy)</b>				
		<b>Min</b>	<b>25%</b>	<b>Median</b>	<b>75%</b>	<b>Max</b>
Kopf	102	21	41,9	49,6	57,8	130
Thorax	88	4	15,2	18,6	26,8	46,4
Abdomen	91	6,8	18,8	24,8	32,8	46,4
Becken	82	6,8	18,5	26	33,1	55,2

Tab. 29: Statistik der Werte für DLP aus der Erhebung des NRPB (Shrimpton und Mitarb. 1991)

<b>Untersuchungs-</b>		<b>DLP (mGy x cm)</b>				
<b>region</b>	<b>n</b>	<b>Min</b>	<b>25%</b>	<b>Median</b>	<b>75%</b>	<b>Max</b>
Kopf	102	231	673	795	1045	2087
Thorax	88	72	349	490	649	1304
Abdomen	91	115	415	525	774	1874
Becken	82	68	266	416	566	1324

Tab. 30 : Vorgeschlagene Referenzdosen (Europäische Kommission 1998)

<b>Untersuchungs-</b>		<b>Referenzdosis</b>	
<b>region</b>	<b>CTDI<sub>w</sub> (mGy)</b>	<b>DLP (mGy x cm)</b>	
Kopf	58	1050	
Thorax	27	650	
Abdomen	33	770	
Becken	33	570	

Anders als ein Dosisgrenzwert stellt die Referenzdosis nicht für jeden einzelnen Patienten eine obere Dosissschranke dar. Nach den Qualitätskriterien für diagnostische Röntgenaufnahmen soll diejenige Dosis, die bei einem Patienten mit exakten Standardmaßen, beispielsweise a.-p. Rumpfdicke 20 cm und Körpergewicht 70 kg, und bei einer Standard-Untersuchung appliziert wird, die Referenzdosis nicht überschreiten. Es wird vorgeschlagen, die mittlere Dosis in einer Gruppe von mindestens zehn Patienten mit Maßen ähnlich den Standardmaßen, beispielsweise Körpergewicht  $70 \pm 3$  kg, zu verwenden, mit der Referenzdosis zu vergleichen und so die Einhaltung der Qualitätskriterien hinsichtlich der Patientendosis zu überprüfen (Europäische Kommission 1996). In der Überprüfung der Einhaltung dieser Qualitätskriterien unterscheidet sich die CT grundsätzlich von der konventionellen Röntgendiagnostik. Bei der CT müssen die Untersuchungsparameter vom Arzt selbst eingestellt werden. Dabei werden in den meisten Krankenhäusern für jede Untersuchungsregion feste Untersuchungsparameter gewählt (van Unnik und Mitarb. 1997, Gosch und Mitarb. 1998, Hidajat und Mitarb. 1999b). Nur in wenigen Krankenhäusern werden die Parameter bei der CT des Abdomens und der Lendenwirbelsäule in Abhängigkeit vom Habitus des Patienten gewählt (Zoetelief und Mitarb. 1998). Da die Referenzdosisgrößen CTDI<sub>w</sub> und DLP bei festen Parametern unabhängig vom Patienten sind, können bereits vor der Untersuchung

diese Dosen ermittelt und die Einhaltung der Qualitätskriterien überprüft werden. Eine eventuelle Änderung der Parameter kann bereits vor der Untersuchung erfolgen und damit eine Überschreitung der Referenzdosis vermieden werden.

Dosen, die höher sind als die Referenzdosis, sind zu rechtfertigen oder sollen durch entsprechende Änderung der Untersuchungstechnik oder des Röntgengerätes reduziert werden. Von der Referenzdosis ist das ALARA (as low as reasonably achievable)-Prinzip unberührt, d.h. auch wenn die Dosen unterhalb der Referenzdosis liegen, ist die Untersuchung stets in der Weise durchzuführen, daß die kleinstmögliche Dosis zur Beantwortung der klinischen Fragestellung verabreicht wird.

## 5.2 Probleme und Lösungsmöglichkeiten

### 5.2.1 Praktische Maßnahmen

#### Bleiabdeckung

Das Problem bei den Bleiabdeckungen zum Schutz von Körperbereichen außerhalb der Untersuchungsregion vor unnötiger Strahlenexposition bei der CT liegt darin, daß die Streustrahlung im Körperinneren maximal ist und nach außen abnimmt (Stieve und Schmidt 1981, Langkowski und Mitarb. 1994). Damit läßt sich die Streustrahlung wenig von außen beeinflussen. Im folgenden wird untersucht, inwieweit Bleiabdeckungen diese Körperbereiche schützen können. Dabei wird zusätzlich zu den Bleiabdeckungen für die Gonaden und den Uterus untersucht, ob eine Bleiabdeckung des Halses die Schilddrüsendosis verringern kann.

#### *Methodik*

An einem gewebeäquivalenten Rando-Phantom wurden Dosismessungen mittels Thermolumineszenzdosimeter (TLD-100) in Form von Plättchen mit einer Größe von  $3,2 \times 3,2 \times 0,9 \text{ cm}^3$  durchgeführt. An einem Somatom Plus (Fa. Siemens, Erlangen) wurden eine CT des gesamten Schädels, des Oberbauches und des gesamten Abdomens simuliert. Dabei wurden eine Spannung von 120 kV, 250 mAs pro Schicht, eine Schichtdicke von 2 mm bei der Schädeluntersuchung und 10 mm bei den abdominalen Untersuchungen eingestellt. In konventioneller Scantechnik wurde Schicht für Schicht von kranial nach kaudal lückenlos abgetastet.

Eine mögliche Reduktion der Schilddrüsendosis durch den Schilddrüsenbleischutz wurde bei der CT des Schädels untersucht. Die TLD wurden gemäß Abb. 17 in der Medianlinie des Phantoms fixiert, dabei zwei TLD im Mundbereich noch innerhalb der Scanregion, zwei TLD im Mundbodenbereich außerhalb der Scanregion, zwei TLD im mittleren Halsbereich und zwei weitere TLD in Schilddrüsenhöhe. Es wurde jeweils eine Dosis an der Oberfläche und in 5 oder 2 cm Tiefe gemessen. Ein Schilddrüsenbleischutz in Form eines Halsbandes mit 0,5 mm Bleiäquivalent wurde rund um den Hals des Phantoms angebracht, wobei die beiden im mittleren Halsbereich und in Schilddrüsenhöhe an der Oberfläche fixierten TLD mit abgedeckt

wurden. Die Scanregion erstreckte sich von Phantomscheibe 0 bis Phantomscheibe 7/8. Die Dosismessungen wurden jeweils dreimal ohne Bleiabdeckung und mit Bleiabdeckung in alternierender Reihenfolge durchgeführt.

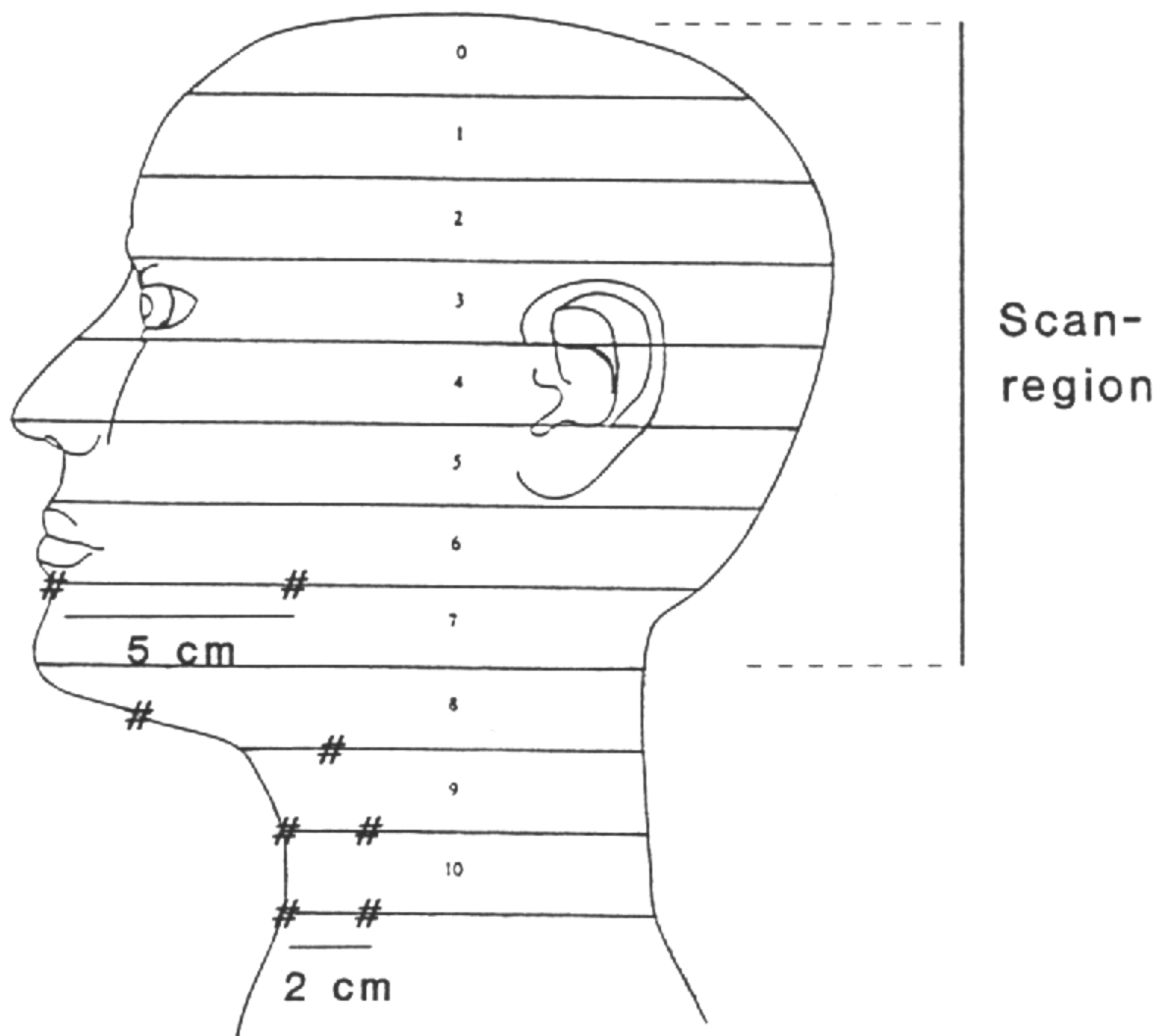


Abb. 17 : Anordnung der TLD (#) am Rando-Phantom bei der CT des Schädels. Die Scheiben des Phantoms sind nummeriert

Die Effektivität der Bleischürze zur möglichen Reduktion der Uterus- und Ovardosis wurde bei einer CT des Oberbauches untersucht. Zwischen Phantomscheibe 30 und 31 wurde je ein TLD in der Medianlinie und in beiden Medioclavicularlinien in ca. 6 cm Tiefe als angenommenen Regionen für den Uterus bzw. die Ovarien fixiert. Eine Bleischürze mit 0,35 mm Bleiäquivalent wurde rund um das Becken des Phantoms angebracht, wobei der Oberrand der Schürze sich in Höhe der Phantomscheibe 28/29 befand. Die Scanregion erstreckte sich von Mitte Phantomscheibe 21 bis Phantomscheibe 27/28. Die Dosismessungen wurden jeweils dreimal ohne und mit Bleischürze in alternierender Reihenfolge durchgeführt.

Die Effektivität der Hodenkapsel mit 1,0 mm Bleiäquivalent wurde bei einer CT des gesamten Abdomens untersucht. Es wurde je ein TLD an beiden Oberschenkeln direkt unterhalb der Leistenregion fixiert bzw. ein TLD in einer Hodenkapsel eingesetzt, die am Phantom ventral fixiert wurde. Die Dosen wurden als Hodendosen ohne bzw. mit Gonadenschutz angenommen. Die Scanregion erstreckte sich von Mitte Phantomscheibe 21 bis Phantomscheibe 35 in Höhe der Leisten. Gemessen wurde jeweils dreimal ohne Hodenkapsel und mit Hodenkapsel in alternierender Reihenfolge.

Mittels Konversionsfaktoren des NRPB (Jones und Shrimpton 1991) wurden die effektiven Dosen bei der CT des Schädels und des gesamten Abdomens errechnet. Hierbei wurde der Datensatz MCSET03 für den Somatom DRH verwendet. Die Dosisersparungen an den Organen wurden entsprechend gewichtet und von der effektiven Dosis subtrahiert.

### *Ergebnisse*

Bei der CT des Schädels wurden im Mundbodenbereich, mittleren Halsbereich und in Schilddrüsenhöhe bei Anwendung des Schilddrüsenbleischutzes niedrigere Dosen gemessen als ohne den Schilddrüsenbleischutz (Tab. 31). Dabei war die Dosis in Schilddrüsenhöhe an der Oberfläche um 0,11 mSv (18%) und in 2 cm Tiefe um 0,19 mSv (23%) niedriger. Im Halsbereich nahm die prozentuale Dosisreduktion mit dem Abstand zum untersuchten Volumen zu und war im Körperinneren stärker als an der Oberfläche (Abb. 18). Innerhalb der Scanregion war die Dosis im Körperinneren bei



jeder Messung kleiner als die zugehörige Oberflächendosis. Außerhalb der Scanregion war die Dosis im Körperinneren mit und ohne Schilddrüsenbleischutz stets größer als die Oberflächendosis (Tab. 31).

Tab. 31 : Mit TLD gemessene Dosen am Rando-Phantom bei der CT des Schädels (Anordnung der TLD gemäß Abb. 5.2)

	<b>Meß- ort</b>	<b>Mund- bereich (mSv)</b>	<b>Mund- boden- bereich (mSv)</b>	<b>mittlerer Hals- bereich (mSv)</b>	<b>Schild- drüsen- höhe (mSv)</b>
ohne Schilddrüsen- bleischutz (n=3)	Ober- fläche	18,38 (17,91-18,93)	1,24 (1,11-1,33)	1,03 (0,86-1,13)	0,62 (0,59-0,66)
	Körper- inneren	13,94 (13,12-15,00)	3,13 (2,96-3,34)	1,54 (1,43-1,64)	0,83 (0,79-0,86)
mit Schilddrüsen- bleischutz (n=3)	Ober- fläche	19,05 (18,46-19,47)	1,16 (1,03-1,25)	0,92 (0,89-0,95)	0,51 (0,42-0,60)
	Körper- inneren	14,33 (12,60-15,29)	2,87 (2,70-3,10)	1,35 (1,26-1,40)	0,64 (0,60-0,68)

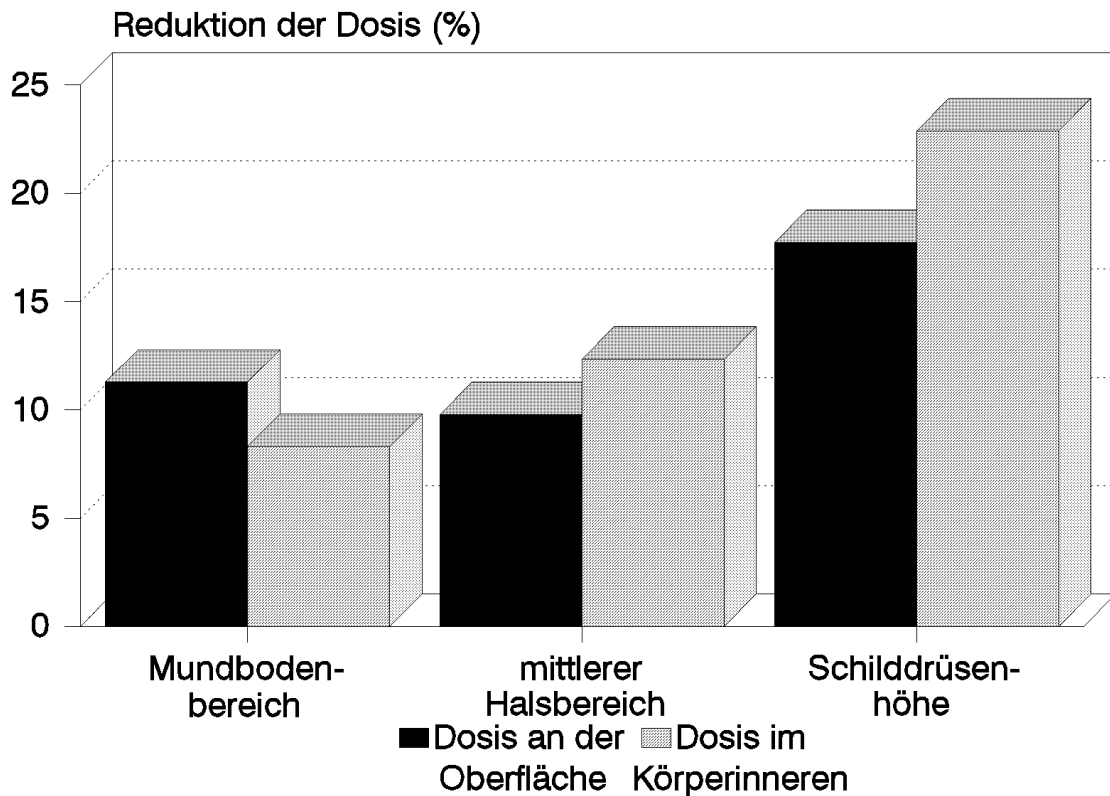


Abb. 18 : Reduktion der Dosis im Mundboden- und Halsbereich durch Anwendung des Schilddrüsenbleischutzes bei der CT des Schädels

Bei der CT des Oberbauches war in der Uterus- und Ovarregion keine wesentliche Dosisreduktion durch die Bleischürze zu erkennen. Die bei der CT des gesamten Abdomens in der Hodenkapsel gemessene Dosis war um etwa 95 % bzw. 1,39 mSv niedriger als die in der Hodenregion ohne Hodenkapsel gemessene Dosis (Tab. 32).

Tab. 32: Mit TLD gemessene Dosen am Rando-Phantom bei der CT des Oberbauches und des gesamten Abdomens

<b>Abgetastete Körperregion</b>	<b>Meß-ort</b>	<b>Dosis ohne Bleischürze / Hodenkapsel (mSv)</b>	<b>Dosis mit Bleischürze / Hodenkapsel (mSv)</b>
Oberbauch	Uterus	1,4 (1,37-1,45)	1,38 (1,36-1,39)
Oberbauch	Ovarien	1,48 (1,46-1,50)	1,5 (1,49-1,52)
gesamtes Abdomen	Hoden	1,46 (1,44-1,48)	0,07 (0,069-0,073)

Die berechnete effektive Dosis bei der CT des Schädels betrug 0,933 mSv und bei der CT des gesamten Abdomens 8,813 mSv. Durch die Dosisreduktion an der Schilddrüse bzw. dem Hoden reduzierte sich die effektive Dosis bei der CT des Schädels um 5,6% auf 0,881 mSv und bei der CT des gesamten Abdomens (ohne Rücksicht auf die Ovardosis) um 3,9% auf 8,467 mSv.

### *Diskussion*

Die Ergebnisse zeigen, daß eine Bleiabdeckung je nach bestrahlter Körperregion einen unterschiedlichen Effekt auf die Dosis in Organen außerhalb der Untersuchungsregion hat. Die Strahlungsmenge, die aus dem Körper durch Streuung nach außen gelangt, aber auch die Streustrahlung aus der Blende und die Extrafokalstrahlung können den Körper außerhalb der Untersuchungsregion exponieren und sind diejenigen Strahlenanteile, die durch eine außen angebrachte Bleiabdeckung abgeschirmt werden können.

Der Beitrag dieser extrakorporalen Strahlung an der Exposition von tief im Körperinneren gelegenen Gewebe ist zwangsläufig geringer als an der von oberflächlich gelegenen Organen. So läßt sich bei der CT des Oberbauches praktisch keine Reduktion der Uterus- und Ovardosis durch das Anbringen einer Bleischürze erzielen, während bei der CT des Schädels an der Schilddrüse eine deutliche Dosisreduktion durch das Anbringen einer Bleiabdeckung erreicht wird.

Ein anderer Grund für die stärkere Dosisreduktion an der Schilddrüse bei der CT des Schädels liegt darin, daß am kaudalen Rand der Scanregion, bedingt durch den

wesentlich geringeren Durchmesser des Halses, mehr Strahlung aus dem Mundboden nach außen tritt, die durch den Schilddrüsenbleischutz an der Exposition des Halses von extrakorporal gehindert werden kann. Umgekehrt verhindert der Schilddrüsenbleischutz eine Streuung der Strahlen aus dem Hals nach extrakorporal und reduziert damit die auf diesem Wege erfolgende Exposition des Mundbodens.

Die mit dem Abstand zur Scanregion zunehmende prozentuale Dosisreduktion im Halsbereich bei der CT des Schädels ist auffällig. Dies kann damit erklärt werden, daß die extrakorporale Strahlung in der Luft weniger an Intensität abnimmt als die Strahlung im Weichteilgewebe und daher mit dem Abstand zur Scanregion einen zunehmenden Anteil an der Streustrahlenexposition des Halses besitzt. Interessant ist auch, daß die Dosisreduktion im Inneren des Halses stärker ist als an der Oberfläche. Offensichtlich kommt es am Schilddrüsenbleischutz zu einer Rückstreuung der von innen auftreffenden Strahlung, die dann an der Oberfläche zu einer stärkeren Exposition führt als im Körperinneren.

Im Gegensatz zur Bleischürze und zum Schilddrüsenbleischutz führt die Hodenkapsel zu einer nahezu vollständigen Abdeckung der Hoden und ermöglicht somit eine erhebliche Dosisreduktion sowohl der extrakorporalen als auch intrakorporalen Strahlung.

Untersuchungen der Effektivität der Bleiabdeckung zur Dosisreduktion beim Patienten in der Computertomographie wurden auch von Beaconsfield und Mitarb. (1998) und Price und Mitarb. (1999) durchgeführt. Nach Beaconsfield und Mitarb. wird bei der CT des Kopfes (Untersuchungsregion in Höhe des Foramen magnum zum Scheitel) durch eine Bleischürze einschließlich Halsband zum Schutz der Schilddrüse und des Thorax eine wesentliche Dosisreduktion erzielt. Diese betrug beim Patienten an der Oberfläche in Höhe der Schilddrüse 38% und auf der Oberseite der Brust 70%. Beim gewebeäquivalenten Kopf- und Thoraxphantom wurde in Höhe der Schilddrüse an der Oberfläche eine Dosisreduktion um 60%, in 1 cm Tiefe 44%, auf der Oberseite der Brust 90% und in der Lunge 70% erzielt. Diese Dosisreduktion an der Schilddrüse ist stärker als die von uns am Phantom festgestellte Dosisersparung, die an der Oberfläche 18% und in 2 cm Tiefe 23% betrug. Allerdings ist der Abstand der Schilddrüsenregion von der

Untersuchungsregion bei der Studie von Beaconsfield und Mitarb. deutlich größer als bei unserer Studie, die den gesamten Schädel umfaßte. Die stärkere Dosisreduktion an der Schilddrüse bei der Studie von Beaconsfield und Mitarb. und die noch stärkere Dosisreduktion an der Brust von 90% unterstützt unsere Annahme, daß mit zunehmendem Abstand zur Scanregion die prozentuale Dosisreduktion stärker wird. Ein Unterschied zwischen den beiden Studien liegt darin, daß bei der Studie von Beaconsfield und Mitarb. die prozentuale Dosisreduktion an der Oberfläche stärker ist als im Körperinneren. Vermutlich haben hier Gerätefaktoren mit Unterschieden in der radialen Dosisverteilung einen Einfluß.

Nach den Untersuchungen von Price und Mitarb. (1999) an einem Rando-Phantom wird bei der CT des Abdomens durch den Einsatz einer Hodentasche mit 1 mm Bleiäquivalent eine 77%-ige Dosisreduktion erzielt, falls die Hoden 10 mm unterhalb der unteren Scangrenze liegen. Diese prozentuale Dosisreduktion ist geringer als die von uns festgestellte von 95%. Ein Grund kann darin liegen, daß die TLD bei der Studie von Price und Mitarb. in einem den Hoden repräsentierenden Zylinder aus Plexiglas lagen und bei unserer Studie ungeschützt an den Oberschenkeln direkt unterhalb der Leistenregion platziert wurden. Dies kann dazu führen, daß die ohne Gonadenschutz ermittelte Dosis bei der Studie von Price und Mitarb. bereits relativ gering ist im Vergleich zu dem von uns ermittelten Wert.

Körperbereiche außerhalb der Untersuchungsregion können bei der Erstellung eines Übersichtstopogramms direkt exponiert sein. Bei der Anfertigung eines Topogramms des Abdomens mit direkter Exposition des Testes zeigten Price und Mitarb., daß durch die Hodentasche eine Dosisreduktion von 0,18 mGy auf 0,012 mGy, entsprechend einer Reduktion um 93% erzielt wird. Bei der CT des Schädels stellt nach Beaconsfield und Mitarb. die Schilddrüsendosis durch das Übersichtstopogramm nicht mehr als 10% der Gesamtdosis dar, wenn das Topogramm den Hals nicht mit erfaßt. In Fällen, wo ein längeres Topogramm angefertigt wird, kann der Schilddrüsenbleischutz eine stärkere Reduktion der Gesamtdosis bewirken.

Zum Vergleich der von uns festgestellten Dosisersparungen in den Organen, besonders in der Schilddrüse von 0,19 mSv bzw. 23% seien einige Dosiswerte

angegeben. Die natürliche Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland beträgt etwa 5,5  $\mu\text{Sv}$  pro Tag und die Gonadendosis bei einer p.-a. Aufnahme der Lunge etwa 1  $\mu\text{Sv}$  (Seifert 1995b). Die Schilddrüsendosis liegt bei einer p.-a. Aufnahme des Schädels bei etwa 0,16 mSv und bei einer a.-p. Aufnahme des Schädels bei etwa 2,5 mSv bei 60 kV, 160 mAs und einer Gesamtfilterung von 2,5 mm Al (eigene Berechnungen mittels Konversionsfaktoren (Drexler und Mitarb. 1993b)). Damit beträgt die Dosisersparung an der Schilddrüse durch den Schilddrüsenbleischutz mindestens das 200fache der Reduktion der Hodendosis durch den in der Praxis häufig eingesetzten Lendenschurz bei der konventionellen p.-a. Aufnahme der Lunge. Die Dosisersparung ist etwa so hoch wie die Schilddrüsendosis bei der konventionellen p.-a. Aufnahme des Schädels.

Aus den Ausführungen kann die Schlußfolgerung gezogen werden, daß bei der CT der Kopfreion durch eine Bleiabdeckung ein großer Anteil der Streustrahlung, die zur Exposition der Schilddrüse, der Brust und der Lunge führt, abgeschirmt werden kann. Das Tragen einer Hodenkapsel ist eine sehr wirksame Methode zum Schutz der Hoden bei der CT des Abdomens. Die Ersparungen der effektiven Dosen sind dabei zwar gering, jedoch kann der Bleischutz aufgrund der stochastischen Natur des Strahlenschadens an diesen Organen und der fehlenden Belastung des Patienten beim Tragen empfohlen werden. Bei der CT des Oberbauches kann auf die Bleiabdeckung zum Schutz des Uterus und der Ovarien verzichtet werden.

Eine Abschirmung von Streustrahlung im Abdomen könnte durch oral appliziertes Kontrastmittel erfolgen. Experimentelle Untersuchungen an einem Rando-Phantom haben gezeigt, daß Bariumsulfat in den Bohrungen des Phantoms bei der CT des Oberbauches die Dosis in den Regionen der Ovarien und des Uterus um 30 bis 34% reduzieren kann (Hidajat und Mitarb. 1996e). Bei der CT des Oberbauches wird ohnehin häufig, besonders bei der Frage nach pathologischen Veränderungen des Pankreas orales Kontrastmittel appliziert. Bei jüngeren Patientinnen sollte die Indikation zur oralen Kontrastmittelapplikation im Hinblick auf die strahlenabschirmende Wirkung des Kontrastmittels als erwünschten Nebeneffekt großzügiger gestellt werden, zumal das orale Kontrastmittel in der Regel nicht teuer und nicht schädlich ist. Besonders erwünscht ist ein solcher Nebeneffekt bei wiederholten Scanserien bei der CT der Leber nativ und nach KM-Gabe oder wenn

mehrere Verlaufskontrollen notwendig sind. Bei der CT des gesamten Abdomes ist die Notwendigkeit zur Abschirmung der Streustrahlung aus dem Oberbauch wieder zu relativieren, da der größte Teil der Dosis der Beckenorgane durch die direkte Exposition des Beckens entsteht.

### Dosisreduktion mit Spiral-CT

Trotz der Möglichkeit zu einer Erhöhung des Tischvorschubs bei der Spiral-CT ist die Frage, ob hierdurch eine Dosisreduktion im Vergleich zu einer Untersuchung mit der konventionellen CT gegeben ist, nicht unproblematisch. Erstens ist die abzutastende Körperregion bei der Spiral-CT um zwei Rotationen länger als bei der konventionellen CT. Diese Verlängerung der Körperregion kann dazu führen, daß die Patientendosis höher ist als bei der konventionellen CT. Eine geringe Erhöhung des Tischvorschubs muß nicht zwangsläufig zu einer Reduktion der Patientendosis führen. Es stellt sich die Frage, um welchen Faktor der Tischvorschub zu erhöhen ist, damit die scantechnisch bedingte Verlängerung der abzutastenden Körperregion und die Erhöhung der Patientendosis ausgeglichen werden kann. Zweitens führt eine Erhöhung des Tischvorschubs zu einer Verbreiterung des Schichtprofils und Vergrößerung der effektiven Schichtdicke mit der Folge einer Verschlechterung der Auflösung in z-Richtung.

Im folgenden wird anhand mathematischer Formulierungen der Dosis bei der Spiral-CT und konventionellen CT und anhand von Daten aus der Literatur zur Detailerkennbarkeit in Abhängigkeit vom pitch untersucht, inwieweit eine Erhöhung des Tischvorschubs bei der Spiral-CT eine sinnvolle Dosisreduktion bewirken kann.

#### *Methodik*

Bei der Spiral-CT ist die abgetastete und damit direkt exponierte Körperregion größer als die zu untersuchende Körperregion. Es gilt für die Spiral-CT :

$$GL = n_{\text{Rot}} \times TV + sd \quad \{1\}$$

und

$$L = (n_{\text{Rot}} - 2) \times TV + sd \quad \{2\},$$

wobei  $GL$  die Gesamtlänge der abgetasteten Körperregion,  $L$  die Länge der zu untersuchenden Körperregion,  $n_{Rot}$  die Anzahl der Rotationen,  $TV$  der Tischvorschub pro Rotation und  $sd$  die nominelle Schichtdicke bedeutet.

Bei der konventionellen CT ist die abgetastete Körperregion gleich der zu untersuchenden Körperregion. Es gilt für die konventionelle CT:

$$L = (n_{Schichten} - 1) \times sa + sd \quad \{3\},$$

wobei  $n_{Schichten}$  die Anzahl der Schichten und  $sa$  den Schichtabstand bezeichnet.

Werden für die Spiral-CT und konventionelle CT die gleichen Werte für die Spannung, das mAs-Produkt pro Rotation bzw. pro Schicht und die nominelle Schichtdicke gewählt, so hängt es von der Anzahl der Rotationen und Schichten ab, welches Verfahren zur Abbildung der Untersuchungsregion mit der geringeren integralen Dosis auskommt. Mit Hilfe von Gleichung {2} lässt sich die Anzahl der Rotationen in Abhängigkeit vom Tischvorschub darstellen und mit Hilfe von {3} die Anzahl der Schichten in Abhängigkeit vom Schichtabstand berechnen. Das Verhältnis der Anzahl der Rotationen bei der Spiral-CT zur Anzahl der Schichten bei der konventionellen CT gibt das Verhältnis der integralen Dosis bei der Spiral-CT zur integralen Dosis bei der konventionellen CT wieder. Dieses Dosisverhältnis stellt eine Erhöhung oder Verminderung der integralen Dosis bei der Spiral-CT gegenüber der konventionellen CT dar.

Der Tischvorschub, der bei der Spiral-CT zur Dosisreduktion gegenüber der konventionellen CT erforderlich ist, lässt sich arithmetisch ausdrücken. Für eine Dosisreduktion ist folgende Bedingung zu erfüllen :

$$n_{Rot} < n_{Schichten}$$

Aus den Gleichungen {2} und {3} folgt



$$\frac{L - sd}{TV} + 2 < \frac{L - sd}{sa} + 1$$

Das heißt

$$TV > \frac{(L - sd) \times sa}{L - sd - sa} \quad \{4\}$$

### *Ergebnisse*

Abb. 19 zeigt, daß eine Erhöhung des Tischvorschubs bei der Spiral-CT zu einer Reduktion der integralen Dosis gegenüber der konventionellen CT führen kann. Je länger die Untersuchungsregion ist, desto kleiner ist der zur Dosisreduktion erforderliche Tischvorschub bzw. desto stärker ist die Dosisreduktion für einen gegebenen Tischvorschub. Bei einem pitch von 1,5 liegt die Dosisreduktion je nach Länge der Untersuchungsregion im Bereich von 20 bis 30%; mit einem pitch von 2 liegt diese bei 35 bis 46,5%.

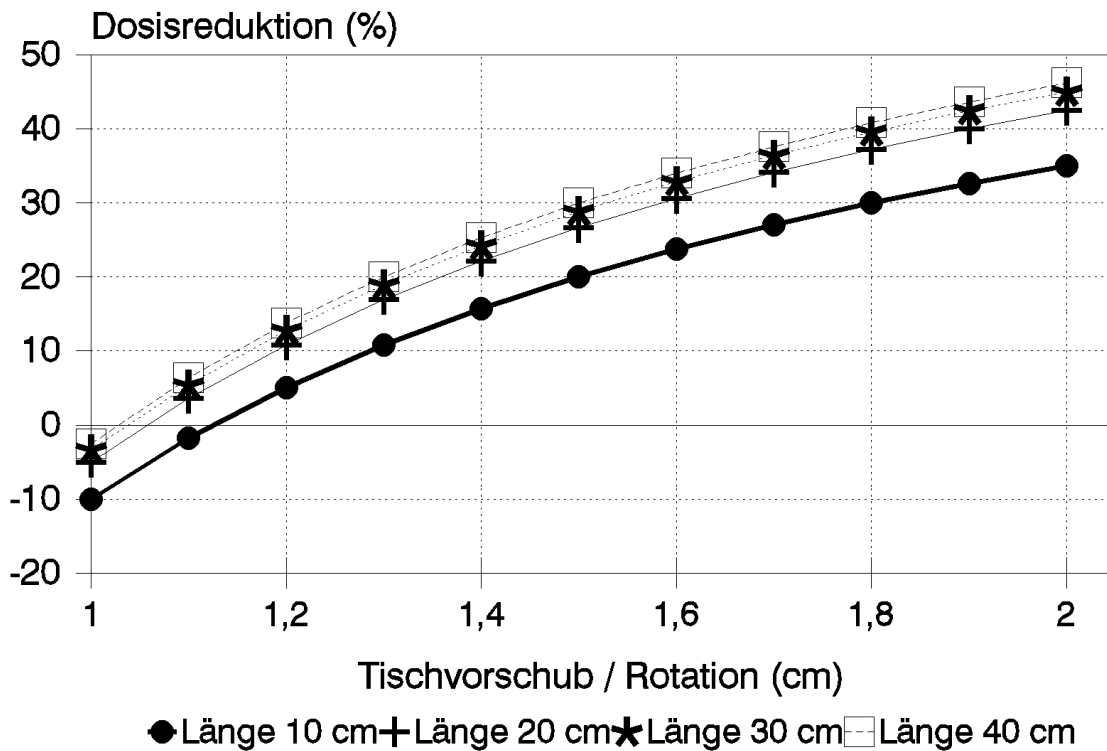


Abb. 19 : Reduktion der integralen Dosis bei der Spiral-CT im Vergleich zur konventionellen CT als Funktion des Tischvorschubs pro Rotation für unterschiedliche Längen der Untersuchungsregion (Schichtabstand 10 mm, Schichtdicke 10 mm)

Gleichung {4} zeigt, daß der zur Reduktion der integralen Dosis erforderliche Tischvorschub vom Schichtabstand in der konventionellen CT, von der Länge der Untersuchungsregion und der Schichtdicke abhängt. Die Werte in Tab. 33 erlauben, in Abhängigkeit von der Länge der Untersuchungsregion denjenigen Tischvorschub zu bestimmen, der notwendig ist, um die integrale Dosis zu reduzieren. Ab einer Länge von 15 Schichtdicken führt ein pitch > 1,1 bereits zu einer Reduktion der integralen Dosis gegenüber der konventionellen CT, wenn der Schichtabstand und die Schichtdicke gleich sind.

Tab. 33 : Beziehung zwischen der Länge der Untersuchungsregion und dem zur Reduktion der integralen Dosis erforderlichen Tischvorschub pro Rotation (Schichtabstand = nominelle Schichtdicke)

<b>Länge der Untersuchungsregion</b>	<b>Tischvorschub pro Rotation</b>
4 x sd	> 1,500 x sd
5 x sd	> 1,333 x sd
7 x sd	> 1,200 x sd
10 x sd	> 1,125 x sd
15 x sd	> 1,077 x sd
20 x sd	> 1,056 x sd
25 x sd	> 1,044 x sd
30 x sd	> 1,036 x sd
40 x sd	> 1,027 x sd
50 x sd	> 1,021 x sd

sd = nominelle Schichtdicke

### *Diskussion*

Die Frage, ob die Spiral-CT eine Dosisreduktion gegenüber der konventionellen CT ermöglicht, wird häufig nicht eindeutig beantwortet. Die Erhöhung des Tischvorschubs reduziert zwar die notwendige Anzahl der Rotationen, kann jedoch wegen der damit zusammenhängenden Verbreiterung des Schichtprofils nicht beliebig erhöht werden. Die Anwendung spezieller Interpolationsalgorithmen und Filterungen kann die Verbreiterung des Schichtprofils reduzieren, kann jedoch gleichzeitig zu stärkerem Bildrauschen führen (Polacin und Mitarb. 1992, Schlueter und Mitarb. 1994, Reynolds und Mitarb. 1995). Da bei gleicher Wahl des Tischvorschubs und des Schichtabstandes sowie der übrigen Einstellwerte die Spiral-CT eine höhere integrale Dosis benötigt, ist aus Strahlenschutzgründen wichtig zu fragen, ob durch eine vertretbare Erhöhung des Tischvorschubs überhaupt ein Dosisausgleich oder sogar eine Dosisreduktion gegenüber der konventionellen CT möglich ist.

Die Verbreiterung des Schichtprofils führt bei einem pitch von 1 zu keiner diagnostisch relevanten Beeinträchtigung der Bildqualität. Ein pitch von 1,3 bis 1,6 ist für die meisten Fragestellungen und ein pitch von 2 sogar für einzelne Fragestellungen vertretbar. Dies wurde sowohl in experimentellen als auch

klinischen Studien belegt (Diederich und Mitarb. 1996, Hopper und Mitarb. 1996, Verdun und Mitarb. 1996). Dabei kann eine überlappende Bildrekonstruktion die Auflösung in der z-Achse optimieren und die Detailgenauigkeit in gewissem Rahmen sogar verbessern (Kalender und Mitarb. 1994).

Das Verhältnis der integralen Dosen von Spiral-CT zu konventioneller CT ist mittels Thermolumineszenzdosimetrie, Film- oder Ionisationskammerdosimetrie im Prinzip erfaßbar. Diese Messungen können jedoch aufwendig sein, und die Meßwerte beziehen sich auf die jeweils eingestellten Parameter (Hidajat und Mitarb. 1997a). In diesem Kapitel wurde das Verhältnis der integralen Dosen von Spiral-CT zu konventioneller CT allgemeingültig über die Anzahl der Rotationen und Schichten formuliert und ist für jeden Tischvorschub und Schichtabstand sowie jede Länge der Untersuchungsregion und Schichtdicke leicht zu berechnen. Außerdem läßt sich mittels der Gleichung {4} vor der CT-Untersuchung schnell und einfach der Tischvorschub bestimmen, mit dem die Patientendosis reduziert werden kann.

Die Tatsache, daß bei einer Untersuchungsregion mit einer Länge ab 15 Schichtdicken eine Dosisreduktion bereits mit einem pitch > 1,1 erreicht wird, bedeutet, daß eine Dosisreduktion praktisch immer möglich ist, z.B. auch bei Kindern. Je länger die Untersuchungsregion ist, desto günstiger wird das Verhältnis der integralen Dosis von Spiral-CT zu konventioneller CT. Ist eine Überlappung der Schichten sinnvoll, so verringert sich der zur Dosisreduktion erforderliche Tischvorschub entsprechend der Stärke der Überlappung, so daß dann ein pitch von 1 bereits zu einer Dosisreduktion führt. Selbst bei Untersuchungen mit sehr wenigen Schichten, beispielsweise bei der Untersuchung eines Zwischenwirbelraumes, ist eine geringe Dosisreduktion noch möglich.

### Niedrigdosis-CT

Die ND-CT kann zur Beurteilung von Pathologien mit großem Dichteunterschied zur Umgebung eingesetzt werden. Hierzu gehören Untersuchungen der Lunge, des Mediastinums und des Knochens.

Die ND-CT der Lunge ist vor allem bei der Verlaufskontrolle benigner Raumforderungen junger Patienten wünschenswert. Im klinischen Alltag zeigt sich nicht selten auf einer Thorax-Übersichtsaufnahme eine Verdichtung, bei der zwischen Summationseffekt und realer pulmonaler Läsion nicht sicher unterschieden werden kann. Auch die Durchleuchtungsuntersuchung bringt gelegentlich keine eindeutige Klärung. In solchen Situationen kann die Niedrigdosis-CT sinnvoll eingesetzt werden. Lungenherde lassen sich praktisch alle mittels einer ND-CT mit Schichtdicke 5 bis 10 mm nachweisen wie mittels einer SD-CT. Ein potentielles Einsatzgebiet der ND-CT des Thorax liegt im Screening zur Früherkennung des Bronchialkarzinoms.

Jedoch sind bei der CT der Lunge auch das Mediastinum, die Hili und der mit dargestellte Abschnitt des Oberbauches stets mit zu beurteilen. Für diese Körperregionen ist das im Rahmen der ND-CT der Lunge eingestellte mAs-Produkt möglicherweise nicht ausreichend. Gleichzeitig aber können diese Körperregionen wertvolle Zusatzinformationen wie vergrößerte Lymphknoten oder extrapulmonale Metastasen und somit differentialdiagnostische Hinweise enthalten, die für die Therapieentscheidung bedeutsam sind. Mediastinale und hiläre Lymphadenopathie sollten bei der nativen ND-CT mit höheren mAs-Produkten untersucht werden als reine pulmonale Veränderungen. Durch Kontrastmittelgabe kann aber die Abgrenzung pathologischer mediastinaler und hilärer Strukturen von den Gefäßen verbessert werden, so daß bei der ND-CT der Lunge noch eine ausreichende Beurteilbarkeit von mediastinalen und hilären Strukturen erzielt werden könnte. Eine andere Möglichkeit zur Vermeidung von zu sehr verrauschten Bildern besteht darin, daß bei der Primäruntersuchung noch ein relativ hohes mAs-Produkt zwischen 100 und 140 mAs bei 120 kV eingesetzt wird (Mayo und Mitarb. 1995). Je nach Befund und Kontrast zwischen den pathologischen Strukturen und der Umgebung kann bei der Verlaufskontrolle mit niedrigerer Dosis untersucht werden.

Diffuse interstitielle oder alveoläre Lungenerkrankungen sind mittels HRCT in Niedrigdosistechnik ebenso nachweisbar wie mit Standarddosis. Nur bei zwei pathologischen Befunden ist die Einsetzbarkeit der Niedrigdosis-HRCT limitiert : beim gering ausgeprägten Milchglasinfiltrat mit nur geringer Dichteerhöhung und

beim zentrilobulären Emphysem mit nur geringer Dichteabnahme gegenüber der Umgebung (Diederich und Mitarb. 1996).

Untersuchungen des Knochens stellen weitere Einsatzgebiete der ND-CT dar, sofern keine Detailgenauigkeit im umgebenden Weichteilbereich gefordert wird. Hierzu gehören die coronare CT des Gesichtsschädels und der Nasennebenhöhlen zum Ausschluß von Anomalien vor transnasalem neurochirurgischem Eingriff oder zur Beurteilung einer chronischen Sinusitis, die Untersuchung von Rotations- und Stellungsanomalien (Antetorsionswinkel, Anteflexionswinkel), die geometrische Analyse zur Individualprothesenanpassung und die Osteodensitometrie. Der Befall eines Extremitätenknochens durch einen weichteildichten Tumor läßt sich mittels ND-CT darstellen, allerdings sind die Binnenstrukturen des Tumors und das Ausmaß einer möglichen Infiltration des umgebenden Weichteils bei der ND-CT schlechter beurteilbar. Auch Extremitätenfrakturen kommen in der ND-CT gut zur Darstellung. Frakturbegleitende Blutungen im Bereich des Weichteils können aber durch das höhere Rauschen sich dem Nachweis entziehen. Daher sollte die ND-CT des Knochens vor allem dann eingesetzt werden, wenn mögliche Weichteilveränderungen nicht relevant sind. Eine ergänzende MRT-Untersuchung kann die Nachteile einer ND-CT des Knochens bei der Beurteilung der umgebenden Weichteile ausgleichen.

Die Studie von Kamel und Mitarb. (1994) bewertete die Erkennbarkeit von anatomischen Details bei der ND-CT des kindlichen Beckens nach intravenöser und oraler KM-Gabe. Im klinischen Alltag zeigt sich, daß besonders bei Kleinkindern eine orale KM-Gabe nicht immer möglich ist. Die Erkennbarkeit von pathologischen Veränderungen wie beispielsweise Abszeß, Tumor und Lymphknoten wurde in der Studie nicht explizit beurteilt. Der Kontrastunterschied im Becken zwischen solchen pathologischen Veränderungen und normalem Weichteilgewebe ist viel geringer als der Kontrastunterschied in der Lunge oder im Knochen zwischen weichteildichten Veränderungen und lufthaltigem Parenchym oder Knochengewebe. Im Vergleich zu den Organen Lunge und Knochen, die in einer weiten Fensterbreite dargestellt sind, werden die Beckenorgane in einem engeren Weichteilfenster beurteilt, was sich auf das vom Auge wahrgenommene Bildrauschen ungünstig auswirkt. Dieses Bildrauschen hat als Ursache statistische Schwankungen der Grauwerte auf dem

Film oder dem Auswertemonitor und ist proportional zum Bildpunktrauschen, also zur Standardabweichung der CT-Dichtewerte. Mit steigender Fensterweite wird dieses Grauertrauschen immer kleiner (Husstedt und Mitarb. 1998). Es gilt

$$\sigma^* \sim \frac{\sigma}{W}$$

wobei  $\sigma^*$  das Bildrauschen,  $\sigma$  die Standardabweichung der CT-Dichtewerte und  $W$  die verwendete Fensterweite bezeichnet. Das Ausmaß der möglichen Dosisreduktion bei der CT des Beckens wird daher wahrscheinlich geringer sein als bei der CT der Lunge oder des Knochens.

Die Senkung des mAs-Produktes ist bei der Beurteilung von Weichteilregionen limitiert. Van Hoe und Mitarb. (1998) zeigten, daß bei der CT des Oberbauches eine Dosisreduktion um etwa 50 % gegenüber der Standarddosis (111 mAs gegenüber 240 mAs) die Erkennbarkeit von kleinen Läsionen erschwert. Vom Einsatz einer ND-CT für Leber- oder Pankreasuntersuchungen wird von den Autoren daher abgeraten. Es gibt kaum Studien über ND-CT bei Untersuchungen des Gehirns. Auch bei der Bandscheibendiagnostik wird sich eine ND-CT wahrscheinlich relativ schwer realisieren lassen. Die Kontrastdifferenz zwischen Bandscheibe und Umgebung ist gering und es werden dünne Schichten angefertigt (2-5 mm), so daß eine höhere Dosis notwendig ist, um dem Rauschen entgegenzuwirken.

### **5.2.2 Technische Maßnahmen**

#### Optimierung des Detektorsystems

An das Detektorsystem des CT-Gerätes werden verschiedene Anforderungen gestellt. Hierzu gehören gute Absorption der auftreffenden Röntgenstrahlung und hoher Wirkungsgrad bei der Umsetzung der absorbierten Strahlenenergie in elektrische Signale. Schnelles Ansprechen und schnelles Abklingverhalten sind Voraussetzungen für kurze Aufnahmezeiten. Das System muß linear und stabil

arbeiten, einen großen Dynamikbereich beherrschen sowie geringe Empfindlichkeit in bezug auf Umgebungsbedingungen wie Feuchtigkeit und Temperatur aufweisen.

Den Detektorsystemen werden Vorteile und Nachteile nachgesagt. Die hohe Dosiseffizienz von Festkörperdetektoren auf der Basis von Szintillatoren mit Photodetektoren ist mit langsamerem Ansprechen und Nachleuchten verbunden (Liebetrueth 1995, Becker und Mitarb. 1999b). Mit dem Ziel, bei einer möglichst geringen Dosis eine hohe Bildqualität zu erreichen, wird bereits seit den 70-er Jahren versucht, neue Lösungen für die Detektorsysteme zu finden. Beinglass und Mitarb. (1980) stellten fest, daß Quecksilberjodid ( $\text{HgI}_2$ ) eine hohe Detektoreffizienz besitzt und unter Raumtemperatur stabil arbeitet. Es zeigt jedoch längeres Nachleuchten und Polarisierungseffekte. Die verschiedensten Szintillatoren wurden getestet, wie beispielsweise  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ : Pr, Ce, F (Yoshida und Mitarb. 1988, Takahashi und Mitarb. 1990) und  $\text{Y}_2\text{O}_3$ : Eu (Nickoloff und Mitarb. 1988). In dem für die CT-Entwicklung sehr rasanten Jahr 1977 wurden beim RSNA-Meeting ein Detektorsystem mit 720 Xenondetektoren und kurzer Abtastzeit vorgestellt als Alternative zu den damals bei Detektor-Ringsystemen üblichen, sehr aufwendigen Kristall/Photomultiplier-Detektoren (Dümmeling 1984). Detektoren auf Halbleiterbasis wie CdTe-Detektor wurden von Jahnke und Matz (1999) untersucht und zeigen ein langsames Ansprechen. Diese Autoren kamen zu dem Schluß, daß Detektoren auf Szintillatorbasis für kurze Aufnahmezeiten zu bevorzugen sind.

Um die Vorteile von Festkörper- und Gasdetektorsystemen zu vereinen, wurde ein neues Detektorsystem entwickelt. Das als UFC (Ultrafast Ceramics) - Szintillator (Lightning UFC; Siemens Medical Systems; UFC) bezeichnete Detektorsystem wurde vor kurzer Zeit vorgestellt (von der Haar und Mitarb. 1998a) und bei Phantom- und Patientenuntersuchungen getestet (von der Haar und Mitarb. 1998b, Becker und Mitarb. 1999b). Eigenschaften des UFC-Detektors sind eine hohe Lichtausbeute pro absorbiertem Photon und eine effiziente optische Kopplung des Szintillators zu den Photodioden, die dafür sorgt, daß das Licht nur mit minimalem Verlust in elektrische Signale umgewandelt wird. Aufgrund des schnellen Abklingverhaltens können diese Signale ohne Korrekturprozeduren direkt in Bildinformationen konvertiert werden.



Vergleiche zwischen dem neuen UFC-Detektor und dem Xenon-Detektor (Quantillarc 6; Siemens Medical Systems; Xe) führten von der Haar und Mitarb. (1998b) an einem Somatom Plus 4 (Fa. Siemens) durch. An einem 20 cm Wasser-Phantom wurde gezeigt, daß beim UFC-Detektor das Bildrauschen um 15% niedriger war bzw. eine um 30% niedrigere Dosis für das gleiche Bildrauschen notwendig war als beim Xenon-Detektor. Dies wurde an einem Catphan-Phantom (Phantom Laboratory, Salem, USA) bestätigt. Hierbei erlaubte der UFC-Detektor zur Erkennung eines Details mit einer Größe von 5 mm und einer Dichtedifferenz von 3 HE eine um 30% niedrigere Dosis als der Xenon-Detektor. Das räumliche Auflösungsvermögen, gemessen an der Frequenz für einen MTF-Wert von 2%, betrug etwa 17 Lp/cm und entsprach einer räumlichen Auflösung von 0,29 mm. Die hohe Stabilität der resultierenden CT-Dichtewerte zeigte sich darin, daß bei multiplen 100 s-Spiralserien die CT-Dichtewerte des ersten und letzten Bildes eines 20 cm Wasser-Phantoms sich um einen Bruchteil von 1 HE unterschieden.

Becker und Mitarb. (1999b) führten ebenfalls vergleichende Untersuchungen an einem Somatom Plus 4 durch. Sie zeigten an einem 20 cm großen Wasser-Phantom, daß das Bildrauschen sich um 10-18% reduzierte, wenn statt des Xenon-Detektors der UFC-Detektor verwendet wurde. Dabei war die Reduktion des Bildrauschens stärker, wenn höherauflösende Rekonstruktionsalgorithmen verwendet wurden. Auch bei der CT des Kopfes, des Thorax und der Lendenwirbelsäule von Patienten wurde das Bildrauschen, bestimmt am Liquor, an der Aorta descendens bzw. am Duralsack anhand der Standardabweichung der CT-Dichtewerte, reduziert. Die Autoren gaben an, nach dem Wechsel vom Xenon- zum UFC-Detektor beim Somatom Plus 4 bei der CT des Kopfes und der Lendenwirbelsäule bei unveränderten Parametern mit besserer Bildqualität und bei der CT des Thorax und des Abdomens mit 20% geringerer Dosis zu untersuchen.

Die Möglichkeit, mit einer geringeren Dosis bei gleicher Bildqualität zu untersuchen, reduziert die Belastung der Röntgenröhre. Damit werden längere Spiralscans ermöglicht. Gleichzeitig werden durch die geringere Belastung der Röhre die Kühlzeiten minimiert und die Lebensdauer der Röhre verlängert. Umgekehrt kann mit der gleichen Dosis eine verbesserte Bildqualität erzielt werden oder eine kleinere

Schichtdicke eingestellt werden mit dem Resultat einer verbesserten axialen Auflösung, ohne die Bildqualität der Einzelbilder herabzusetzen.

### Optimierung der Röhrenstromeinstellung

Eine Limitation für den Einsatz des "Smart-Scan"-Verfahrens in der klinischen Praxis besteht nach den Untersuchungen von Giacomuzzi und Mitarb. (1996b) darin, daß ein genügend hoher Röhrenstrom als maximaler Röhrenstrom eingestellt werden muß, damit eine relevante Röhrenstromreduktion möglich ist. Für das Rando-Phantom ( $h:b=0,76$  im Thoraxbereich und  $h:b=0,82$  im Abdomenbereich) sind erst ab einem maximalen Röhrenstrom von 200 mA eine Dosisreduktion möglich. Diese Eigenschaft des "Smart-Scan"-Verfahrens ist Folge des von der Firma vorgegebenen Schwellenwertes für die Detektordosis. Dies kann auch an Patientenuntersuchungen demonstriert werden. Bei der CT des Thorax und des Abdomens ist ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Patientengeometrie und der Röhrenstromreduktion nicht bei einem maximalen Röhrenstrom von 200 mA, aber bei einem Wert von 240 mA zu erkennen. Die Autoren schließen daraus, daß bei der Spiral-CT vom Typ Hi Speed Advantage der Fa. General Electric das "Smart-Scan"-Verfahren für Röhrenstromwerte von  $>220$  mA eine signifikante Dosisreduktion in Abhängigkeit von Patientengeometrie und Absorptionsfähigkeit der Untersuchungsregion ermöglicht. Für Werte von  $<220$  mA kann die erzielbare Röhrenstromreduktion individuell verschieden sein.

Der Einsatz des "Smart-Scan"-Verfahrens führt nach Kopka und Mitarb. (1995) zu keinem signifikanten, qualitativ oder quantitativ faßbaren Bildqualitätsverlust. Das Bildrauschen, gemessen nach der absoluten Standardabweichung und dem jeweiligen Variationskoeffizienten der CT-Dichtewerte in anatomisch definierten Bildregionen von Patienten (Raumluft, paravertebrale Rückenmuskulatur, subkutanes Fettgewebe und gegebenenfalls Leberparenchym), nimmt um bis zu 8,6% zu. Jedoch ist diese Zunahme des Bildrauschens statistisch nicht signifikant. Der allgemeine Bildeindruck, die subjektive Beurteilung der Niedrigkontrastauflösung und der Übergänge von Hoch- und Niedrigkontraststrukturen wird durch den Einsatz des "Smart-Scan"-Verfahrens nicht verschlechtert. Auch unter experimentellen

Bedingungen kommt es nach Giacomuzzi und Mitarb. (1996b) an wassergefüllten Plexiglasphantomen zu einem ähnlichen Anstieg des Bildrauschens. Zusätzlich kommt es zu einer Verminderung der Hochkontrastauflösung, ausgedrückt durch den MTF-Wert. Beim Qualitätssicherungsphantom der Fa. General Electric (Modell Nr. 46-241852 G1) verringert sich der MTF-Wert bei einer Auflösung von 0,625 Lp/mm von 0,77 auf 0,67 oder von 0,78 auf 0,71 in Abhängigkeit davon, ob die Thorax- oder Abdomenbildrekonstruktion verwendet wird. Ein Signifikanzniveau wurde von den Autoren nicht angegeben.

Das "Smart-Scan"-Verfahren hat bisher nur bei den CT-Geräten der Fa. General Electric eine Verbreitung gefunden. Während das Verfahren von Kopka und Mitarb. (1995) empfohlen wird, sind Giacomuzzi und Mitarb. (1996b) zurückhaltender gegenüber diesem Verfahren und beschreiben Einbußen in der Bildqualität. Außerdem sind durch die Auswertung der Absorptionswerte von nur 2 Übersichtstopogrammen keine ideale Anpassung an beliebige Körperformen zu erreichen. Zur Berücksichtigung der individuellen Patientengeometrie ist die Kenntnis der Schwächungskoeffizienten an jeder Röhrenposition notwendig. Bisher wurde das Verfahren nur für den Körperstamm erprobt. Bei CT des Kopfes mit geneigter Gantry müßten die Übersichtstopogramme ebenfalls bei geneigter Gantry angefertigt werden. Ansonsten könnte aus den registrierten Schwächungswerten suboptimale Modulationen des Röhrenstromes entstehen.

Das von Kalender und Mitarb. (1997) auf dem Kongreß der RSNA (Chicago,USA) vorgestellte Verfahren der *anatomieorientierten schwächungsbasierten Röhrenstromregelung* hat insofern eine Ähnlichkeit mit dem "Smart-Scan"-Verfahren, als die aus den verschiedenen Projektionen resultierenden Schwächungswerte benutzt werden, um den Röhrenstrom dem Dosisbedarf besser anzupassen.

Im Gegensatz zum "Smart-Scan"-Verfahren werden die Schwächungswerte aber nicht aus zwei Übersichtstopogrammen, sondern in Echtzeit während des Spiral-Scans gewonnen, ausgewertet und mit einer Verzögerung von 180° (halbem Tischvorschub) zur Modulation des Röhrenstroms benutzt. Bei Projektionen, an denen geringe Schwächungswerte auftreten, wird der Röhrenstrom reduziert. Eine leichte Erhöhung des Rauschens bei diesen Projektionen hat keinen signifikanten

Einfluß auf das Gesamtrauschen, da dieses von denjenigen Projektionsdaten mit hohen Schwächungswerten dominiert wird. Das Gesamtrauschen ist proportional zur Quadratwurzel der Summe der Einzelrauschwerte zum Quadrat (Greeß und Mitarb. 1999).

Die anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation mit

$$I_{\text{Röhre}} = \text{const.} \times S^{\alpha} \quad (S=\text{Schwächungswert})$$

hat sich unter den verschiedenen mathematischen Formulierungen für die Röhrenstrommodulation, darunter trapezoidale, elliptische und sinusoidale Modulation als am effektivsten für eine Dosisreduktion erwiesen. Das Optimum liegt bei  $\alpha=0,5$ , d.h. der Röhrenstrom ist proportional zur Quadratwurzel des Schwächungswertes einzustellen (Kalender und Mitarb. 1999a). Das Verfahren wurde bisher an einem Somatom Plus 4 (Fa. Siemens, Erlangen) implementiert. Die Modulationsamplitude liegt bei 90% für eine Rotationszeit von 2s, 80% für 1,5s, 70% für 1s und 60% für 0,75s. Die Reduktion der Dosis erfolgt nicht gleichmäßig über den gesamten Körper, sondern ist an jedem Ort des Körpers abhängig von den registrierten Schwächungswerten in den entsprechenden Projektionen. So wird der CTDI in einem ovalen PMMA-Phantom (36cm x 16cm) an den beiden langen Seiten und im Zentrum um 75% und an den beiden kurzen Seiten um 50% reduziert (Hentschel und Mitarb. 1998).

Die in einer ersten Erprobung des Verfahrens an Leichen erzielte Dosisreduktion ist in Tab. 34 dargestellt. Die stärkste Dosisreduktion findet sich beim Becken und die kleinste beim Kopf. Der Einfluß der Querschnittsform zeigt sich an Dosisreduktionen bei Phantomen mit definierten Formen (Tab. 35). Bei einem runden Querschnitt des Körpers ist keine Dosisreduktion zu erzielen. Die Dosisreduktion wird jedoch mit zunehmendem Verhältnis von Breite zu Höhe des Phantoms stärker. Nach einer klinischen Erprobung an 10 Patienten ist zu erwarten, daß für die Untersuchung der Schulterregion das Verfahren zur Senkung der Patientendosis ohne einen Kompromiß an die Bildqualität eingesetzt werden kann (Greeß und Mitarb. 1999). Die subjektive Bewertung der Bildqualität bei einer erzielten Dosisreduktion um 38% (26-47%) ist in Tab. 36 aufgeführt. Nach diesen ersten veröffentlichten Ergebnissen

kann das Verfahren zu einer Verschlechterung der Niedrigkontrastauflösung im Bereich der Schulter führen. Der Gesamtbildeindruck ändert sich jedoch nicht signifikant. Das Artefaktverhalten spricht für den Einsatz der anatomieorientierten schwächungsbasierten Röhrenstrommodulation. Da sich der Rauschanteil in allen Projektionen annähert, entsteht ein homogeneres Rauschen und weniger Rauschartefakte. Im Bereich der Schulter, wo sich die maximale und minimale Schwächung während einer 360°-Rotation um mehrere Größenordnungen unterscheiden, kann eine Reduktion der Rauschartefakte erkennbar werden.

Tab. 34 : Durch die anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation erzielte mittlere Dosisreduktion, gemessen an verschiedenen Körperregionen bei Leichen (Kalender und Mitarb. 1999a)

<b>Anatomische Region</b>	<b>Dosisreduktion (%)</b>
Kopf (n=3)	11
Schulter (n=5)	40
Thorax (n=5)	27
Abdomen (n=6)	23
Becken (n=6)	34
Oberschenkel (n=3)	27

Tab. 35 : Durch die anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation erzielte Dosisreduktion, gemessen an Phantomen mit definierten Formen (Kalender und Mitarb. 1999a)

<b>Phantom</b>	<b>Dosisreduktion (%)</b>
Hüfte <sup>1</sup>	41
Schulter <sup>2</sup>	45
Abdomen <sup>3</sup>	10
Wasser <sup>4</sup>	0

<sup>1</sup> 16cm x 36cm, oval, Plexiglas

<sup>2</sup> 14cm x 40cm, elliptisch, Wasser

<sup>3</sup> 20cm x 30 cm, oval, Wasser

<sup>4</sup> 20 cm durchmessendes QS-Phantom, Wasser

Tab. 36 : Subjektive Bewertung der Bildqualität von Computertomogrammen der Schulter (n=10) ohne und mit anatomieorientierter schwächungsbasierter Röhrenstrommodulation. Angaben in Prozent (Greeß und Mitarb. 1999)

	<b>Bildrauschen</b>	<b>Niedrigkontrast- auflösung</b>	<b>Artefakt- verhalten</b>	<b>Gesamt- bildeindruck</b>
Besser mit Röhren- strommodulation	17	21	48	29
Kein signifikanter Unterschied	58	30	21	42
Besser ohne Röhren- strommodulation	25	49	31	29

Ein positiver Nebeneffekt einer Röhrenstromreduktion ist die geringere Belastung der Röhre. Vorteile der anatomieorientierten schwächungsbasierten Röhrenstrommodulation gegenüber dem "Smart-Scan"-Verfahren bestehen darin, daß kein Übersichtstopogramm zur Festlegung der Röhrenstrommodulation notwendig ist und das Verfahren sich von Schicht zu Schicht an den individuellen während der Rotation zu gewinnenden Schwächungswerten orientiert statt an einer festen geometrischen Funktion. Das Verfahren ist außerdem bei Untersuchungen mit geneigter Gantry ohne weiteres einsetzbar.

### 5.2.3 Maßnahmen zur Dosisbeschränkung

Die in den europäischen Leitlinien vorgeschlagenen Referenzdosen für die CT basieren auf Dosiswerte aus den 80-er Jahren. Die technischen Verbesserungen bei der CT, insbesondere die Etablierung der Spiral-CT in der klinischen Praxis, bieten gegenüber der konventionellen CT erweiterte Möglichkeiten zur Diagnostik und Dosisreduktion (Bonaldi und Mitarb. 1995, Hollett und Mitarb. 1995a und 1995b, Hidajat und Mitarb. 1999a). Desweiteren liegt das maximale mAs-Produkt bei der Spiral-CT aufgrund der kontinuierlichen Belastung der Röntgenröhre in der Regel nicht so hoch wie bei der konventionellen CT. Daher wird vermutet, daß die

Strahlendosis bei der Spiral-CT effektiv geringer ist als bei der konventionellen CT (Kalender und Mitarb. 1990a und 1990b). Es ist möglich, daß die Daten, die auf Dosiserhebungen an konventionellen CT-Geräten basieren, nicht mehr repräsentativ sind. Im folgenden wird eine Dosiserhebung aus dem Jahre 1999 in verschiedenen Krankenhäusern und Praxen in Berlin für eine Reihe von CT-Untersuchungen beschrieben.

### *Material und Methoden*

An 11 verschiedenen Typen von CT-Geräten wurden die Achsendosis ( $D_{air}$ ) und der CTDI über 15 cm für alle einstellbaren Röhrenspannungen und nominellen Schichtdicken gemessen. Zu diesen Gerätetypen gehörten der GE Sytec 3000 Plus und Hi Speed CT/i der Fa. General Electric, Tomoscan AV der Fa. Philips, PQ CT und PQ 2000 der Fa. Picker, Intellect der Fa. Shimadzu, Somatom DRH, Plus, Plus 4 und AR SP der Fa. Siemens sowie X-Press der Fa. Toshiba. Dabei wurde eine Bleistift-Ionisationskammer (PC-4P, Capintec Instruments Inc., Pittsburgh, USA) mit einer aktiven Länge von 15 cm und einem Durchmesser von 7 mm verwendet. Das angeschlossene Dosimeter zeigte die Dosis als Energiedosis in Luft an. Für die CTDI-Messungen wurden ein Kopf- und Körperphantom entsprechend den Spezifikationen der FDA verwendet. Das Kopfphantom wurde auf die am CT-Tisch installierte Kopfschale bzw. beim Hi Speed CT/i an die entsprechende Halterung und das Körperphantom auf den CT-Tisch plaziert. Der CTDI wurde im Zentrum und in der Peripherie bei 12, 3, 6 und 9 Uhr gemessen (Shope und Mitarb. 1981). Einige Geräte, beispielsweise der Toshiba X-Press produzieren einen Overscan, d.h. die Röhre strahlt für eine einzelne Rotation länger als 360°, wobei die Startposition der Strahlung undefiniert ist. Die peripheren CTDI-Werte weichen dann deutlich voneinander ab. Im Falle eines Overscans wurde bei jeder Messung von  $D_{air}$  und CTDI die Strahlung so eingestellt, daß für eine einzelne Schicht vier Rotationen erfolgten. Auf diese Weise sollte der Einfluß der Überlappung zwischen der Start- und Endposition der Strahlung verkleinert werden. Jeder Meßwert wurde auf 100 mAs bezogen und mittels Integrationsstreckenkorrekturfaktoren (Tab. 3) auf eine Integrationslänge von 10 cm umgerechnet.

Mit 26 Betreibern von CT-Geräten in Krankenhäusern oder Praxen in Berlin wurde ein telefonischer oder brieflicher Kontakt aufgenommen. Die Betreiber wurden um

ihre Standard-Protokolle für häufige CT-Untersuchungen gebeten. Diese waren die CT des Kopfes bei Hirnmetastase, CT des Halses bei zervikalem Abszeß, CT des Thorax bei Lungenmetastase, CT der Leber bei hepatozellulärem Karzinom, CT des Pankreas bei Pankreatitis, CT des Beckens bei Rektumkarzinom und CT der Lendenwirbelsäule (LWS) bei Bandscheibenprolaps und Fraktur. Die Untersuchungsparameter sollten in eine dafür vorgefertigte Tabelle eingetragen werden und beinhalteten die Scantechnik, d.h. konventionelle oder Spiral-CT, Röhrenspannung, mAs-Produkt pro Schicht in konventioneller CT bzw. pro Rotation in Spiral-CT, nominelle Schichtdicke, Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichten in konventioneller CT bzw. Tischvorschub pro Rotation in Spiral-CT, die obere und untere Grenze der Untersuchungsregion und die Anzahl der Scanserien, beispielsweise native und KM-gestützte CT der Leber in arterieller und portalvenöser Kontrastierungsphase. Nachdem die auszufüllende Tabelle verschickt wurde, erfolgte ein telefonischer Kontakt oder falls gewünscht ein persönlicher Besuch durch einen aus unserer Arbeitsgruppe, um sicher zu stellen, daß die Parameter korrekt und vollständig eingetragen wurden.

Die 26 Betreiber benutzten insgesamt 27 CT-Geräte von 16 verschiedenen Gerätetypen (Tab. 37). Davon waren 7 konventionelle und 20 Spiral-CT-Geräte. Ein Betreiber benutzte 2 Geräte und 1 Betreiber 4 Geräte. Insgesamt wurden 30 Untersuchungsprotokolle erhalten.



Tab. 37 : Gerätetypen der 26 befragten Betreiber, von denen Untersuchungsprotokolle erhalten wurden

<b>Hersteller</b>	<b>Gerätetyp</b>	<b>Verwendete Scantechnik</b>	<b>Anzahl der Protokolle (n)</b>
General Electric	GE Sytec 3000 Plus	konventionell	1
	GE Hi Speed CT/i	Spirale	2
Philips	Tomoscan CX/Q	konventionell	1
	Tomoscan CX/S	konventionell	1
	Tomoscan SR 4000	Spirale	1
Picker	PQ CT	konventionell	2
	PQ 2000	Spirale	1
Shimadzu	Intellect	konventionell	1
Siemens	Somatom DRH	konventionell	1
	Somatom Plus	Spirale	1
	Somatom Plus S	Spirale	2
	Somatom Plus 4	Spirale	8
	Somatom AR	konventionell	1
	Somatom AR SP	Spirale	1
	Somatom AR Star	Spirale	4
Toshiba	X-Press		2

Aus den gemessenen CTDI-Werten wurde der  $CTDI_w$  bestimmt. Das DLP wurde errechnet als  $DLP = CTDI_w \times sd \times n$ , wobei  $sd$  die nominelle Schichtdicke und  $n$  die Anzahl der Schichten in konventioneller CT bzw. Rotationen in Spiral-CT bedeutet.  $n$  wurde bestimmt aus der Länge der Untersuchungsregion und dem Abstand der Schichten in konventioneller CT bzw. Tischvorschub in Spiral-CT. Um die Länge der Untersuchungsregion zu ermitteln, wurden 20 CT-Untersuchungen an erwachsenen Patienten ( $> 18$  Jahre), die in unserer Klinik erfolgt waren, zufällig ausgewählt und die vom Betreiber angegebene obere und untere Grenze der Untersuchungsregion den CT-Aufnahmen zugeordnet. In Fällen, wo eine Spiral-CT als Technik angegeben wurde, wurden 2 Rotationen zu  $n$  hinzuaddiert, da die Scanregion um 2 Rotationen länger ist als die Untersuchungsregion (Kalender und Mitarb. 1990a, 1990b und 1991).

Statistische Vergleiche zwischen den Dosiswerten bei der konventionellen CT und der Spiral-CT wurden mittels des Wilcoxon-Mann-Whitney-Testes für unverbundene Stichproben durchgeführt. Bei der Festlegung des Signifikanzniveaus aus den Tabellenwerten wurde von einem zweiseitigen Test ausgegangen. Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  wurde der Unterschied als signifikant angesehen.

### *Ergebnisse*

Alle Untersuchungen wurden mit einer Spannung von 110 - 140 kV durchgeführt. Bei der CT der LWS wurde eine höhere Spannung ( $\bar{x} = 132$  kV) verwendet als bei den anderen Untersuchungen ( $\bar{x} = 123$ -127 kV). Auch das mAs-Produkt war bei der CT der LWS am höchsten ( $\bar{x} = 323$  mAs für Bandscheibenuntersuchungen und  $\bar{x} = 310$  mAs für Frakturuntersuchungen). Der Kopf wurde mit höheren mAs-Produkten ( $\bar{x} = 276$  und 288 mAs für das Gehirn bzw. die Schädelbasis) untersucht als der Hals ( $\bar{x} = 180$  mAs) und der Rumpf ( $\bar{x} = 177$ -229 mAs). Die Schichtdicke war bei der CT der LWS am kleinsten ( $\bar{x} = 3,50$  mm für Bandscheibenuntersuchungen und  $\bar{x} = 2,78$  mm für Frakturuntersuchungen). Auch die Schädelbasis bei der CT des Kopfes und der Hals wurden mit einer kleinen Schichtdicke untersucht ( $\bar{x} = 4,13$  mm bzw. 4,86 mm). Bei allen anderen Untersuchungen wurde eine größere Schichtdicke eingestellt ( $> 5$  mm).

In Tab. 38 sind die Untersuchungsparameter für die verschiedenen Körperregionen aufgeführt. Alle 26 Betreiber untersuchten den Kopf in konventioneller Scantechnik. Nur bei einem Betreiber wurde für die Schädelbasis die Spiral-CT eingesetzt, um mittels Summation von zwei aufeinanderfolgenden Schichten das Volumenartefakt zu reduzieren. Für die Schädelbasis und das Neurokranium unterschieden sich die Röhrenspannungen bzw. die mAs-Produkte nicht signifikant voneinander, obwohl die Schädelbasis mit einer signifikant kleineren Schichtdicke untersucht wurde als das Gehirn ( $p < 0,001$ ). In einem Protokoll wurden für die Schädelbasis ein mAs-Produkt von 140 mAs und eine Schichtdicke von 3 mm angegeben, während das Gehirn mit einem mAs-Produkt von 170 mAs und einer Schichtdicke von 10 mm bei gleicher Spannung untersucht wurde. Das Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke und der pitch betrugen stets 1.

Die CT des Halses wurde 10 mal als konventionelle CT und 18 mal als Spiral-CT angegeben. Das mAs-Produkt war bei der konventionellen CT signifikant höher als bei der Spiral-CT ( $p < 0,05$ ). Am häufigsten wurde eine Schichtdicke von 5 mm eingestellt. Manche Betreiber verwendeten eine Schichtdicke von 3, 4 oder 10 mm. Das Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke bei der konventionellen CT war signifikant kleiner als der pitch bei der Spiral-CT ( $p < 0,001$ ).

Bei der CT des Thorax wurde 8 mal die konventionelle CT und 22 mal die Spiral-CT angegeben. Die konventionelle CT wurde mit signifikant höherem mAs-Produkt und signifikant größerer Schichtdicke durchgeführt als die Spiral-CT ( $p < 0,05$ ). Bei der konventionellen CT betrug das Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke stets 1, bei der Spiral-CT der pitch 1,4 (0,75-2). Dieser Unterschied zwischen Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke und pitch war signifikant ( $p = 0,002$ ).

Die CT der Leber wurde auf 8 Protokollen als konventionelle CT und auf 22 als Spiral-CT deklariert. Die konventionelle CT wurde mit signifikant höherem mAs-Produkt durchgeführt als die Spiral-CT ( $p < 0,01$  für die native CT und  $p = 0,002$  für die KM-gestützte CT). Bei der nativen Spiral-CT war die Schichtdicke signifikant größer als bei der arteriellen oder portalvenösen Kontrastierungsphase ( $p < 0,01$  bzw.  $p < 0,05$ ), obwohl das mAs-Produkt gleich war. Das Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke bei der KM-gestützten konventionellen CT war signifikant kleiner als der pitch bei der Spiral-CT in der arteriellen oder portalvenösen Kontrastierungsphase ( $p < 0,05$ ).

Bei der CT des Pankreas wurde die Untersuchung 7 mal als konventionelle CT und 22 mal als Spiral-CT angegeben. Die konventionelle CT wurde mit signifikant höherem mAs-Produkt durchgeführt als die Spiral-CT ( $p < 0,05$  bei der nativen CT und  $p < 0,02$  bei der KM-gestützten CT). Bei der nativen Spiral-CT war die Schichtdicke signifikant größer als bei der arteriellen oder portalvenösen Kontrastierungsphase ( $p < 0,002$  bzw.  $p < 0,05$ ), obwohl die mAs-Produkte keine signifikanten Unterschiede zeigten. Das Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke bei der konventionellen CT war kleiner als der pitch bei der Spiral-CT, aber der Unterschied war nicht signifikant.

Die CT des Beckens wurde auf 10 Protokollen als konventionelle CT und auf 19 als Spiral-CT angegeben. Das mAs-Produkt war bei der konventionellen CT signifikant höher als bei der Spiral-CT ( $p < 0,02$  bei der nativen CT und  $p < 0,002$  bei der KM-gestützten CT). Die konventionelle CT wurde mit größerer Schichtdicke durchgeführt als die Spiral-CT. Dabei war der Unterschied bei der KM gestützten CT signifikant ( $p < 0,01$ ). Auch das Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke bei der konventionellen CT war kleiner als der pitch bei der Spiral-CT. Dieser Unterschied war signifikant für die KM gestützte CT ( $p < 0,01$ ).

Die CT der LWS bei Bandscheibenveränderungen wurde auf 29 Protokollen als konventionelle CT und einmal als Spiral-CT, bei der Frage nach Fraktur auf 21 Protokollen als konventionelle CT und auf 8 als Spiral-CT angegeben. Bei Fraktur wurde die konventionelle CT mit signifikant höherem mAs-Produkt durchgeführt als die Spiral-CT ( $p < 0,01$ ). Bei der konventionellen CT wurde im Falle von Bandscheibenveränderungen eine signifikant größere Schichtdicke gewählt als im Falle von Fraktur ( $p < 0,001$ ). Im Falle von Fraktur war das Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke bei der konventionellen CT signifikant kleiner als der pitch bei der Spiral-CT ( $p < 0,05$ ).

Die Dosiswerte sind in den Tab. 39-41 aufgeführt. Die CT des Kopfes im Bereich der Schädelbasis und des Gehirns unterschieden sich bezüglich der Einzelschichtdosiswerte  $D_{air}$  und  $CTDI_w$  nicht signifikant voneinander. Das DLP war im Bereich der Schädelbasis signifikant niedriger als im Bereich des Gehirns ( $p < 0,001$ ) wegen der unterschiedlichen Längen der Untersuchungsregion.

Bei der CT des Halses waren  $D_{air}$ ,  $CTDI_w$  und DLP bei der konventionellen CT höher als bei der Spiral-CT. Dieser Unterschied war nicht signifikant für  $D_{air}$  und  $CTDI_w$ , aber signifikant für DLP ( $p < 0,002$ ). Bei der CT des Thorax, der Leber, des Pankreas, des Beckens und der LWS bei Fraktur war die konventionelle CT mit signifikant höheren Dosiswerten verbunden als die Spiral-CT :  $D_{air}$  ( $p < 0,01$ ,  $p < 0,002$ ,  $p < 0,001$ ,  $p < 0,001$  bzw.  $p < 0,001$ ),  $CTDI_w$  ( $p < 0,002$ ,  $p < 0,001$ ,  $p < 0,001$ ,  $p < 0,001$  bzw.  $p < 0,01$ ) und DLP ( $p < 0,002$ ,  $p < 0,002$ ,  $p < 0,05$ ,  $p < 0,001$  bzw.  $p < 0,001$ ). Bei der CT des Kopfes und der LWS bei Bandscheibenveränderungen wurde jeweils nur auf einem Protokoll die Spiral-CT als Scantechnik angegeben. Daher konnte bei diesen Untersuchungen

zwischen der konventionellen CT und der Spiral-CT kein statistischer Vergleich durchgeführt werden.

Die Dosiswerte schwankten zwischen den einzelnen Betreibern, dabei waren die Schwankungen für DLP am stärksten, da durch das DLP die Unterschiede in der Länge der Untersuchungsregion, im pitch bzw. Verhältnis von Schichtabstand zu Schichtdicke zusätzlich zu den Unterschieden in den Einzelschichtdosiswerten berücksichtigt werden. Je nach Untersuchung lag das Verhältnis vom maximalen zum minimalen Dosiswert für  $D_{air}$  bei 1,22 bis 5,67, für  $CTDI_w$  bei 1,60 bis 5,34 und für DLP bei 1,86 bis 9,19.

Bei der konventionellen CT waren die mittleren  $D_{air}$ -Werte für alle Untersuchungen höher als der von der Bundesärztekammer empfohlene Grenzwert von 50 mGy. Bei der Spiral-CT dagegen waren die mittleren  $D_{air}$ -Werte und das 3. Quartil für alle Untersuchungen unterhalb dieses Grenzwertes (Tab. 39).

Die mittleren  $CTDI_w$  - Werte waren bei allen CT-Untersuchungen niedriger als die von der europäischen Kommission empfohlenen Referenzdosen. Die dritten Quartile der  $CTDI_w$  -Werte lagen bei der konventionellen CT im Bereich dieser empfohlenen Dosen und waren bei der Spiral-CT etwa halb so hoch wie diese Dosen (Tab. 40).

Die mittleren DLP-Werte waren ebenfalls niedriger als die empfohlenen Referenzdosen außer bei der konventionellen CT des Beckens. Die dritten Quartile der DLP-Werte waren bei der konventionellen CT des Kopfes, des Halses, der Leber, des Pankreas und der LWS bei Bandscheibenveränderungen unterhalb, bei der konventionellen CT des Thorax im Bereich dieser empfohlenen Dosen, und bei der konventionellen CT des Beckens oberhalb der Dosen. Bei der Spiral-CT waren die dritten Quartile stets unterhalb der empfohlenen Referenzdosen (Tab. 41).

Das gesamte DLP bei der CT der Leber und des Pankreas war bei der konventionellen CT signifikant höher als bei der Spiral-CT ( $p < 0,05$ ), selbst wenn die konventionelle CT mit zwei Scanserien und die Spiral-CT mit drei Scanserien durchgeführt wird (Tab. 42). Das Verhältnis der Dosiswerte bei der Spiral-CT zu

denen bei der konventionellen CT lag je nach Untersuchung für  $D_{air}$  im Bereich von 0,46 bis 0,65, für  $CTDI_w$  im Bereich von 0,50 bis 0,76 und für DLP im Bereich von 0,36 bis 0,69. Für jede Untersuchung war dieses Verhältnis für  $CTDI_w$  höher als für DLP (Tab. 43).

Bei der konventionellen CT wurden in dieser Studie ähnliche  $CTDI_w$ -Werte erhalten wie in der Studie von Smith und Mitarb. (1998), Conway und Mitarb (1992) und Shrimpton und Mitarb. (1991). Bei der Spiral-CT waren die  $CTDI_w$ -Werte in dieser Studie ähnlich denjenigen Werten, die von Scheck und Mitarb. (1998a und 1998b) für 6 moderne Spiral-CT-Geräte publiziert wurden (Tab. 44). Bei der konventionellen CT des Kopfes und des Beckens wurden in dieser Studie im Vergleich zur Studie von Shrimpton und Mitarb. (1991) deutlich geringere bzw. höhere DLP-Werte erhalten, während bei der konventionellen CT des Thorax und des Abdomens in beiden Studien die DLP-Werte ähnlich waren (Tab. 45).

Tab. 38 : Untersuchungsparameter für verschiedene Körperregionen

<b>Untersuchung</b>	<b>Anzahl der Protokolle (n)</b>	<b>mAs-Produkt pro Schicht oder Rotation (mAs)</b>	<b>nominelle Schicht- dicke (mm)</b>	<b>Schichtabstand/ Schichtdicke oder pitch</b>
<b>K: Kopf</b>				
Schädelbasis	29 <sup>1</sup>	288 (83-550)	4,07 (2-5)	1,00 (1-1)
Gehirn	30	276 (83-500)	8,07 (5-10)	1,00 (1-1)
K: Hals	10	233 (90-320)	5,20 (3-10)	1,05 (1-1,5)
S: Hals	18	158 (90-280)	4,56 (3-5)	1,39 (0,8-1,67)
K: Thorax	8	234 (128-420)	9,13 (5-10)	1,00 (1-1)
S: Thorax	22	157 (63-360)	6,64 (5-10)	1,40 (0,75-2)
<b>K: Leber</b>				
nativ	8	283 (210-495)	9,25 (8-10)	1,06 (1-1,5)
KM	8	283 (210-495)	8,50 (5-10)	1,00 (1-1)
<b>S: Leber</b>				
nativ	21	176 (83-240)	8,29 (7-10)	1,26 (0,75-1,6)
arteriell	22	177 (83-250)	6,59 (5-10)	1,26 (0,75-1,6)
portalvenös	22	177 (83-250)	7,00 (5-10)	1,25 (1-1,6)
<b>K: Pankreas</b>				
nativ	5	285 (210-495)	7,20 (5-10)	1,00 (1-1)
KM	7	283 (210-495)	5,71 (5-10)	1,00 (1-1)
<b>S: Pankreas</b>				
nativ	21	186 (95-290)	7,38 (5-10)	1,24 (0,75-1,67)
arteriell	20	195 (83-290)	5,20 (3-10)	1,24 (1-1,6)
portalvenös	20	194 (83-290)	6,05 (4-10)	1,24 (1-1,6)
<b>K: Becken</b>				
nativ	3	375 (280-495)	9,30 (8-10)	0,92 (0,75-1)
KM	9	314 (210-500)	8,89 (8-10)	0,92 (0,5-1)
<b>S: Becken</b>				
nativ	11	176 (83-270)	7,73 (5-10)	1,37 (1-1,6)
KM	18	187 (83-270)	6,89 (5-10)	1,30 (1-1,6)
<b>K: LWS</b>				
Bandscheibe	29	327 (83-620)	3,52 (2-5)	0,93 (0,6-1)
Fraktur	21	351 (83-660)	2,69 (1,5-5)	0,98 (0,67-1)
<b>S: LWS</b>				
Bandscheibe	1	240	3,00	1,00
Fraktur	8	200 (105-360)	2,88 (2-3)	1,18 (1-1,5)

K: Konventionelle CT, S: Spiral-CT

<sup>1</sup> Konventionelle CT (auf einem Protokoll wurde die Untersuchung in Höhe der Schädelbasis als Spiral-CT angegeben)

Tab. 39 : D<sub>air</sub> für verschiedene Untersuchungen mit konventioneller CT und Spiral-CT

<b>Untersuchung</b>	<b>D<sub>air</sub> (mGy)</b>	<b>max/ min</b>	<b>Grenz- wert<sup>4</sup> (mGy)</b>	<b>drittes Quartil (mGy)</b>
Kopf <sup>1</sup>			50	
Schädelbasis	67,6 (23,2-122,8)	5,29		87,3
Gehirn	63,5 (23,8-115,2)	4,84		74,3
Hals			50	
konventionell	56,3 (21,4- 99,7)	4,66		77,5
Spirale	35,0 (18,8- 59,4)	3,16		41,7
Thorax			50	
konventionell	56,9 (33,0-102,5)	3,11		58,6
Spirale	36,8 (14,7- 78,0)	5,31		38,1
Leber			50	
konventionell <sup>2</sup>	74,4 (29,8-120,8)	4,05		79,4
Spirale <sup>3</sup>	37,9 (25,0- 68,6)	2,74		39,5
Pankreas			50	
konventionell <sup>2</sup>	80,0 (54,2-117,8)	2,17		91,4
Spirale <sup>3</sup>	40,8 (26,4- 68,6)	2,6		44,2
Becken			50	
konventionell <sup>2</sup>	85,3 (50,0-128,8)	2,58		100
Spirale <sup>2</sup>	40,0 (26,3- 60,7)	2,31		45,3
LWS (Bandscheibe)			50	
konventionell	79,8 (30,7-174,0)	5,67		100
Spirale (n=1)	49,9			
LWS (Fraktur)			50	
konventionell	88,8 (30,7-154,4)	5,03		105,3
Spirale	41,2 (38,6- 47,0)	1,22		42,4

<sup>1</sup> Konventionelle CT (auf einem Protokoll wurde die Untersuchung in Höhe der Schädelbasis als Spiral-CT angegeben)

<sup>2</sup> Dosiswert für KM gestützte CT

<sup>3</sup> Dosiswert für Spiral-CT in portalvenöser Phase

<sup>4</sup> nach den Leitlinien der Bundesärztekammer (Bundesärztekammer 1992)



Tab. 40 : CTDI<sub>w</sub> für verschiedene Untersuchungen mit konventioneller CT und Spiral-CT

Untersuchung	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	max/ min	Referenz- dosis <sup>4</sup> (mGy)	drittes Quartil (mGy)
Kopf <sup>1</sup>			60	
Schädelbasis	51,4 (18,0- 89,0)	4,94		61,0
Gehirn	47,8 (18,4- 76,2)	4,14		57,7
Hals			60 <sup>5,6</sup>	
konventionell	38,4 (15,8- 61,6)	3,89		50,4
Spirale	27,7 (15,7- 52,5)	3,34		33,8
Thorax			30	
konventionell	22,1 (18,6- 40,3)	2,17		23,1
Spirale	15,7 ( 7,4- 39,5)	5,34		15,5
Leber			35 <sup>7</sup>	
konventionell <sup>2</sup>	28,7 (18,8- 47,5)	2,53		28,0
Spirale <sup>3</sup>	15,7 (11,9- 26,4)	2,22		16,7
Pankreas			35 <sup>7</sup>	
konventionell <sup>2</sup>	29,8 (23,5- 46,5)	1,98		30,0
Spirale <sup>3</sup>	17,1 (12,6- 25,0)	1,98		18,7
Becken			35	
konventionell <sup>2</sup>	32,7 (23,7- 47,5)	2,00		35,1
Spirale <sup>2</sup>	16,4 (12,6- 25,3)	2,00		18,2
LWS (Bandscheibe)			35 <sup>7</sup>	
konventionell	32,8 (12,7- 62,7)	4,94		39,1
Spirale (n=1)	24,8			
LWS (Fraktur)			---	
konventionell	35,7 (12,7- 62,7)	4,95		41,3
Spirale	18,5 (14,7- 23,5)	1,60		20,9

<sup>1</sup> Konventionelle CT (auf einem Protokoll wurde die Untersuchung in Höhe der Schädelbasis als Spiral-CT angegeben)

<sup>2</sup> Dosiswert für KM gestützte CT

<sup>3</sup> Dosiswert für Spiral-CT in portalvenöser Phase

<sup>4</sup> nach dem Working Document, Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 (Europäische Kommission 1998)

<sup>5</sup> Referenzdosis für Larynx

<sup>6</sup> bisher kein spezifischer Wert (Wert für CT des Kopfes 60 mGy)

<sup>7</sup> bisher kein spezifischer Wert (Wert für CT des Abdomens 35 mGy)

--- wurde nicht berücksichtigt

Tab. 41 : DLP für verschiedene Untersuchungen mit konventioneller CT und Spiral-CT

<b>Untersuchung</b>	<b>DLP (mGy x cm)</b>	<b>max/ min</b>	<b>Referenz- dosis<sup>4</sup> (mGy x cm)</b>	<b>drittes Quartil (mGy x cm)</b>
Kopf <sup>1</sup>	587 (218- 899)	4,12	1050	702
Schädelbasis	212 ( 74- 365)	4,93		250
Gehirn	375 (144- 598)	4,15		452
Hals			1050 <sup>5,6</sup>	
konventionell	630 (143- 946)	6,62		768
Spirale	307 (164- 600)	3,66		334
Thorax			650	
konventionell	606 (405-1031)	2,55		676
Spirale	330 (134- 714)	5,33		358
Leber			800 <sup>7</sup>	
konventionell <sup>2</sup>	571 (284-1185)	4,17		697
Spirale <sup>3</sup>	247 (119- 543)	4,56		358
Pankreas			800 <sup>7</sup>	
konventionell <sup>2</sup>	484 (129-1185)	9,19		609
Spirale <sup>3</sup>	173 ( 58- 400)	6,90		233
Becken			600	
konventionell <sup>2</sup>	845 (504-2018)	4,00		746
Spirale <sup>2</sup>	306 (168- 488)	2,90		388
LWS (Bandscheibe)			800 <sup>7</sup>	
konventionell	391 (130- 980)	7,54		437
Spirale (n=1)	270			
LWS (Fraktur)			---	
konventionell	373 (130- 645)	4,96		425
Spirale	172 (124- 231)	1,86		175

<sup>1</sup> Konventionelle CT (auf einem Protokoll wurde die Untersuchung in Höhe der Schädelbasis als Spiral-CT angegeben)

<sup>2</sup> Dosiswert für KM gestützte CT

<sup>3</sup> Dosiswert für Spiral-CT in portalvenöser Phase

<sup>4</sup> nach dem Working Document, Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 (Europäische Kommission 1998)

<sup>5</sup> Referenzdosis für Larynx

<sup>6</sup> bisher kein spezifischer Wert (Wert für CT des Kopfes 1050 mGyxcm)

<sup>7</sup> bisher kein spezifischer Wert (Wert für CT des Abdomens 800 mGyxcm)

--- wurde nicht berücksichtigt

Tab. 42 : Gesamt-DLP bei der CT der Leber und des Pankreas

<b>Untersuchung</b>	<b>DLP (mGy x cm)</b>	<b>max/ min</b>	<b>Referenz- dosis<sup>3</sup> (mGy x cm)</b>	<b>drittes Quartil (mGy x cm)</b>
Leber			800 <sup>4</sup>	
konventionell <sup>1</sup>	1153 (682-1776)	2,60		1393
Spirale <sup>2</sup>	777 (421-1832)	4,35		798
Pankreas			800 <sup>4</sup>	
konventionell <sup>1</sup>	962 (496-1176)	2,37		1280
Spirale <sup>2</sup>	545 (203-1058)	5,21		669

<sup>1</sup> Gesamtdosiswert für native und KM gestützte konventionelle CT

<sup>2</sup> Gesamtdosiswert für native Spiral-CT und Spiral-CT in arterieller und portalvenöser Phase  
<sup>3</sup> nach dem Working Document, Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262  
(Europäische Kommission 1998)

<sup>4</sup> bisher kein spezifischer Wert (Wert für CT des Abdomens 800 mGyxcm)

Tab. 43 : Verhältnis von Dosis bei der Spiral-CT zu Dosis bei der konventionellen CT

<b>Untersuchung</b>	<b>D<sub>air</sub>(Spirale) / D<sub>air</sub>(konvent.)</b>	<b>CTDI<sub>w</sub>(Spirale) / CTDI<sub>w</sub>(konvent.)</b>	<b>DLP(Spirale) / DLP(konvent.)</b>
Hals	0,62	0,72	0,49
Thorax	0,65	0,71	0,54
Leber	0,51	0,55	0,43
Pankreas	0,51	0,57	0,36
Becken	0,47	0,5	0,36
LWS (Bandscheibe)	0,63	0,76	0,69
LWS (Fraktur)	0,46	0,52	0,46

Tab. 44 : CTDI<sub>w</sub> (mGy) in dieser Studie und in anderen Studien

<b>Untersuchung</b>	<b>diese Studie (1999)</b>	<b>Scheck und Mitarb. (1998)</b>	<b>Smith und Mitarb. (1998)</b>	<b>Conway und Mitarb. (1992)</b>	<b>Shrimpton und Mitarb. (1991)</b>
Kopf					
konventionell	49,6 ± 16,7	51,1 ± 9,8	60,0 ± 1,7	35 - 55	50,0 ± 14,6
Hals					
konventionell	38,4 ± 15,8				
Spirale	27,7 ± 9,9	30,7 ± 9,2			
Thorax					
konventionell	22,1 ± 7,9				20,3 ± 7,6
Spirale	15,7 ± 8,3	12,9 ± 5,5			
Abdomen					
konventionell	28,7 ± 8,6 <sup>1</sup>				25,6 ± 8,4
Spirale	15,7 ± 3,8 <sup>2</sup>	15,1 ± 4,6			
Becken					
konventionell	32,7 ± 9,3 <sup>3</sup>				26,4 ± 9,6
Spirale	16,4 ± 3,6 <sup>3</sup>				

<sup>1</sup> Dosiswert für KM gestützte konventionelle CT der Leber

<sup>2</sup> Dosiswert für Spiral-CT der Leber in portalvenöser Phase

<sup>3</sup> Dosiswert für KM gestützte konventionelle bzw. Spiral-CT

Tab. 45 : DLP (mGyxcn) in dieser Studie und in einer anderen Studie

<b>Untersuchung</b>	<b>diese Studie (1999)</b>	<b>Shrimpton und Mitarb. (1991)</b>
Kopf		
konventionell	587 ± 187	882 ± 332
Hals		
konventionell	630 ± 246	
Spirale	307 ± 123	
Thorax		
konventionell	606 ± 204	517 ± 243
Spirale	330 ± 162	
Abdomen		
konventionell	571 ± 291 <sup>1</sup>	597 ± 281
Spirale	247 ± 99 <sup>2</sup>	
Becken		
konventionell	845 ± 509 <sup>3</sup>	443 ± 233
Spirale	306 ± 109 <sup>3</sup>	

<sup>1</sup> Dosiswert für KM gestützte konventionelle CT der Leber

<sup>2</sup> Dosiswert für Spiral-CT der Leber in portalvenöser Phase

<sup>3</sup> Dosiswert für KM gestützte konventionelle bzw. Spiral-CT

## *Diskussion*

Die in diesem Kapitel dargestellte Dosiserhebung bei der CT basiert auf Untersuchungsparametern, die vom CT-Anwender angegeben werden. Die Untersuchungsparameter können je nach der zugrundeliegenden Fragestellung variieren. Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurde daher auf der Tabelle für jede Untersuchungsregion eine spezifische Fragestellung formuliert. Um sicherzustellen, daß die Ausdrücke auf der Tabelle verstanden wurden, wurden diese Ausdrücke dem CT-Anwender, falls nötig, genau erläutert.

Eine potentielle Möglichkeit zur Dosisreduktion ist die Wahl eines geeigneten mAs-Produktes, das der gewählten Schichtdicke angepaßt ist. Entsprechend der Formulierung von Brooks und DiChiro (1976) kann bei einer größeren Schichtdicke ein niedrigeres mAs-Produkt verwendet werden, um das gleiche Signal-Rausch-Verhältnis zu erhalten. Viele der angegebenen Untersuchungsparameter zeigten nicht diese negative Korrelation zwischen mAs-Produkt und Schichtdicke. Bei der CT des Kopfes wurde oberhalb der Schädelbasis eine zweifache Schichtdicke benutzt als im Bereich der Schädelbasis, aber die mAs-Produkte waren für beide Regionen nahezu gleich. Zusätzlich zu der größeren Schichtdicke kommt die geringere Röntgenabschwächung oberhalb der Schädelbasis hinzu, so daß ein kleineres mAs-Produkt als im Bereich der Schädelbasis eingestellt werden könnte. Die native Spiral-CT der Leber und des Pankreas wurden mit einer größeren Schichtdicke durchgeführt als die KM-gestützte Spiral-CT, aber die mAs-Produkte zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die native konventionelle CT des Beckens erfolgte mit einem höheren mAs-Produkt als die KM-gestützte CT, jedoch mit einer ähnlichen Schichtdicke. Zusätzlich ist dabei zu berücksichtigen, daß die native CT häufig nur zu Dichtemessungen oder als Übersichtsdarstellung dient und somit keine hohe Detailgenauigkeit erfordert. Bei der CT des Abdomens wurde von manchen Autoren sogar empfohlen, die native CT nur in Ausnahmefällen durchzuführen, da durch diese nur sehr selten eine zusätzliche Information zur KM-gestützten CT erhalten wird (Rustemeyer und Mitarb. 1998).

Die Dosisunterschiede zwischen der konventionellen CT und der Spiral-CT zeigen, daß die Strahlendosis bei der konventionellen CT zumindest auf ähnliche Werte wie bei der Spiral-CT reduziert werden kann. Desweiteren lassen die großen

Unterschiede zwischen den  $CTDI_w$ -Werten bei der Spiral-CT bis zu einem Faktor von 5 erkennen, daß selbst bei der Spiral-CT eine wesentliche Dosisreduktion durch eine geeignete Einstellung der Untersuchungsparameter möglich sein muß.

Die Spiral-CT ermöglicht eine Erhöhung des Tischvorschubs und Verringerung der Integraldosis des Patienten, ohne Lücken zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichten zu verursachen. Diese Möglichkeit wird von den meisten CT-Anwendern genutzt. Zusammen mit dem niedrigeren mAs-Produkt führt eine Erhöhung des pitch bei der Spiral-CT zu einem DLP, das nur etwa halb so hoch ist wie bei der konventionellen CT. In vielen Fällen wird die Spiral-CT der Leber und des Pankreas in drei Scanserien als native CT und CT in der arteriellen und portalvenösen Kontrastierungsphase und die konventionelle CT nur in zwei Scanserien als native und KM-gestützte CT durchgeführt. Trotzdem liegt in solchen Fällen das DLP bei der Spiral-CT unter dem bei der konventionellen CT. Es wurde von manchen Autoren bereits gezeigt, daß zwischen dem DLP und der effektiven Dosis eine sehr gute Korrelation existiert und mit dem DLP eine Abschätzung der effektiven Dosis erfolgen kann (Poletti 1996, Hidajat und Mitarb. 1999b). Zusammen mit den Ergebnissen dieser Studie bedeutet dies, daß die effektive Dosis bei der Spiral-CT wesentlich niedriger ist als bei der konventionellen CT.

Die Unterschiede zwischen der konventionellen CT und Spiral-CT hinsichtlich der Strahlendosis für den einzelnen Patienten sind bisher wenig untersucht worden. Es ist überraschend, daß die Strahlendosis bei der Spiral-CT so viel niedriger ist als bei der konventionellen CT. Der Vergleich von zwei anderen Studien miteinander spricht ebenfalls dafür, daß die Spiral-CT mit niedrigeren Werten für  $CTDI_w$  durchgeführt wird. Shrimpton und Mitarb. (1991) stellten in ihrer Erhebung bei der konventionellen CT des Thorax und des Abdomens fast doppelt so hohe Werte für  $CTDI_w$  fest als Scheck und Mitarb. (1998a und 1998b) bei der Spiral-CT der gleichen Körperregionen. Bei der CT des Kopfes, die bei beiden Erhebungen als konventionelle CT durchgeführt wurden, erhielten sie wiederum sehr ähnliche Werte für  $CTDI_w$ . Damit lassen sich die Dosisunterschiede bei der CT des Thorax und des Abdomens nicht auf den Zeitunterschied zwischen den beiden Erhebungen zurückführen, sondern der Grund dürfte vielmehr darin liegen, daß die Erhebungen von Scheck und Mitarb. an Untersuchungen mit Spiral-CT erfolgten. Die Ähnlichkeit

zwischen den Dosiswerten bei der konventionellen CT in dieser Studie und in älteren Studien sowie bei der konventionellen CT des Kopfes in der Studie von Scheck und Mitarb. (1998a und 1998b) läßt vermuten, daß die Einstellung des untersuchenden Personals zur Strahlenexposition des Patienten bei der CT sich im Laufe von mehreren Jahren nicht wesentlich geändert hat. Dies läßt wiederum die Annahme zu, daß die Spiral-CT nur deshalb mit einer niedrigeren Strahlendosis verbunden ist, weil der CT-Anwender gezwungen ist, mit niedrigeren Dosiswerten zu untersuchen.

Die Ähnlichkeit zwischen dem 3. Quartil der  $CTDI_w$ -Werte bei der konventionellen CT in dieser Studie und den empfohlenen Referenzdosen ist nicht überraschend, da diese Dosen auf den Ergebnissen einer Dosiserhebung an konventionellen CT-Geräten basieren (Shrimpton und Mitarb. 1991) und das 3. Quartil der Dosiswerte darstellen (Europäische Kommission 1998). Die wesentlich niedrigeren  $CTDI_w$ -Werte bei der Spiral-CT zeigen, daß niedrigere Referenzdosen gewählt werden können als die von der europäischen Kommission bisher empfohlenen.

Falls  $CTDI_w$  als Referenzdosisgröße gewählt wird und die Referenzdosis aus der Verteilung einer Dosiserhebung festgelegt wird, dann sollten insbesondere die  $CTDI_w$ -Werte bei der Spiral-CT berücksichtigt werden. Vor allem Anwender von konventionellen CT-Geräten sollten dringend dazu ermutigt werden, ihre Untersuchungsparameter zu ändern und mit geringeren Strahlendosen zu arbeiten.

Die Festlegung von DLP als Referenzdosisgröße kann zu folgenden Problemen führen. Die Anwender von konventionellen CT-Geräten sind gegenüber denen von Spiral-CT-Geräten benachteiligt, da letztere durch einen pitch >1 ein niedrigeres DLP erzielen können. Die Gesamtlänge der Untersuchungsregion hängt von der zugrundeliegenden Erkrankung, den Befunden, der Ansicht und Erfahrung des jeweiligen Untersuchers ab. Beispielsweise wird die CT des Halses von manchen Anwendern von der Schädelbasis bis zur Trachealbifurkation durchgeführt, während andere den harten Gaumen als obere Scangrenze oder das Jugulum als untere Scangrenze wählen. Bei der CT-Diagnostik von Leber- und Pankreaserkrankungen kann eine native CT ausreichen, aber es kann notwendig sein, das Organ zusätzlich mit Kontrastmittel in der arteriellen und portalvenösen Kontrastierungsphase zu

untersuchen, um Läsionen besser zu detektieren und differentialdiagnostisch leichter einzuordnen (Hollett und Mitarb. 1995a und 1995b, Bonaldi und Mitarb. 1995). Manche Anwender untersuchen bei Leber- und Pankreaserkrankungen in der Regel nur den Oberbauch, während andere generell das gesamte Abdomen, d.h. den Oberbauch und das Becken untersuchen. Streng genommen sollten die Untersuchungsmethoden zumindest für die häufigsten Fragestellungen standardisiert werden, bevor das DLP endgültig zur Referenzdosisgröße erklärt wird.

Eine andere Dosisgröße, die zur Charakterisierung der Strahlenexposition bei der CT vorgeschlagen wird, ist  $D_{ave}^*$ , definiert als  $CTDI_w / pitch$  (Scheck und Mitarb. 1998a). Jedoch würde diese Dosisgröße als Referenzdosisgröße die Anwender von konventionellen CT-Geräten benachteiligen, da diese den Tischvorschub nicht größer wählen können als die Schichtdicke, ohne Lücken in der Abtastung zu verursachen. Umgekehrt dürften Anwender von Spiral-CT-Geräten durch einen  $pitch > 1$  mit höherem  $CTDI_w$  untersuchen als Anwender von konventionellen CT-Geräten mit der Folge einer höheren Dosis pro Schicht und besserer Bildqualität.  $D_{air}$  ist die Dosisgröße, die von der Bundesärztekammer in ihren Leitlinien zur Qualitätssicherung in der CT zur Begrenzung der Strahlendosis benutzt wird (Bundesärztekammer 1992). Da aber die Patientendosis stark von der Strahlenfilterung, insbesondere vom Formfilter abhängt, ist diese Dosisgröße zur Charakterisierung der Patientendosis weniger geeignet als  $CTDI_w$  (Europäische Kommission 1998). Desweiteren wird ein einheitlicher Grenzwert von 50 mGy nicht für sinnvoll angesehen, da für unterschiedliche Körperregionen der Bedarf an Dosis unterschiedlich ist. Dies kommt unter anderem in der Richtlinie für Sachverständigenprüfung nach RöV dadurch zum Ausdruck, daß die Gültigkeit des Grenzwertes auf Untersuchungen des Körperstammes eingeschränkt wird (Länderausschuß Röntgenverordnung 1998).

Die niedrigere Strahlendosis bei der Spiral-CT im Vergleich zur konventionellen CT darf die Tatsache nicht verdecken, daß die kollektive effektive Dosis bei der CT immer noch ansteigend ist aufgrund der zunehmenden Anzahl an CT-Geräten und CT-Untersuchungen. In Großbritannien gab es im Jahre 1983 2 CT-Geräte, 1989 4 und 1993 6 CT-Geräte pro Million Bevölkerung. Im Jahre 1983 machten die CT-Untersuchungen einen Anteil von 1%, 1989 2% und 1993 4% an allen



Röntgenuntersuchungen aus. Der Anteil an der kollektiven effektiven Dosis in diesen Jahren betrug 3%, 20% bzw. 30% (Shrimpton und Mitarb. 1995). Daten aus Japan und Neuseeland zeigten ähnlich hohe Beiträge der CT zur kollektiven effektiven Dosis (Maruyama und Mitarb. 1992, Poletti 1992). Diese Zahlen und der große Dosisbereich, in dem sich die Dosen für ähnliche Untersuchungen bewegen, machen eine Beschränkung der Patientendosis erforderlich.

Es läßt sich schlußfolgern, daß die Untersuchungsparameter bei der CT häufig nicht aneinander angepaßt sind. Dies betrifft vor allem das mAs-Produkt und die Schichtdicke. Die konventionelle CT wird mit wesentlich höheren Dosiswerten durchgeführt als die Spiral-CT. Eine Dosisreduktion sollte auch bei der Spiral-CT möglich sein. Die von der europäischen Kommission im Working Document empfohlenen Referenzdosen sind hoch im Vergleich zu den Dosiswerten der Spiral-CT in dieser Studie. Bei der Festsetzung von Referenzdosen aus Werten einer Dosiserhebung sollten insbesondere die Dosiswerte der Spiral-CT berücksichtigt werden.

## 6 Ausblick

Die mathematischen Phantome der GSF und des NRPB und die zugehörigen Konversionsfaktoren erlauben Organdosisberechnungen für alle CT-Untersuchungen im Bereich des Kopfes, des Halses und des Rumpfes (Zankl und Mitarb. 1991, Jones und Shrimpton 1991, Panzer und Zankl 1993). Wenige gewebeäquivalente Phantome enthalten auch Extremitäten. Mit solchen Phantomen lassen sich CT-Untersuchungen der Extremitäten simulieren und Organdosen in risikorelevanten Organen messen. Das von allen gewebeäquivalenten Phantomen am weitesten verbreitete und zu Organdosismessungen einsetzbare Rando-Phantom besitzt in der Regel keine Extremitätenaufsätze. Daneben ist der große zeitliche und finanzielle Aufwand bei der Messung von Organdosen mittels des Rando-Phantoms eine wesentliche Einschränkung in der Flexibilität des CT-Dosimetristen, falls keine Konversionsfaktoren zur Dosisberechnung vorliegen. Meist handelt es sich bei den CT-Untersuchungen der Extremitäten um traumatologische Fragestellungen. Eine unmittelbare Lebensgefahr besteht im Gegensatz zu Verletzungen des Kopfes oder des Rumpfes meist nicht und viele der Befunde sind bereits anhand der konventionellen Aufnahmen zu erheben. Daher wird gerade bei den CT-Untersuchungen der Extremitäten die Frage nach der Patientendosis relativ häufig gestellt. Auch bei geplanten Studien wird im Antrag an das Ethik-Komitee häufig eine Dosisabschätzung gefordert.

Ein weiteres bisher noch nicht befriedigend gelöstes Problem bei der Bestimmung von Organdosen stellt der Patientendurchmesser dar (persönliche Mitteilung von Zankl, GSF, Neuherberg, 1999). Ein "dynamisches" Phantom, welches der Form und Abmessung des Patienten angepaßt werden kann, existiert nicht. Die Unterschiede in den Organdosen bei unterschiedlichen Patientendurchmessern können anhand der Unterschiede in den Organdosen zwischen den Phantomen Adam und Eva abgeschätzt werden, sofern der Körperdurchmesser des Patienten dem der beiden Phantome ähnlich ist (Zankl und Mitarb. 1992). Es liegt nahe, anhand der Organdosen für die Phantome Adam, Eva, Kind und Baby durch Inter- und Extrapolation die Organdosen eines individuellen Patienten mit einem bestimmten Durchmesser abzuschätzen. Dabei ist jedoch zu beachten, daß die Änderung der Patientendosis bei unterschiedlichen Patientendurchmessern geräteabhängig ist.

Dies kommt beispielsweise dadurch zum Ausdruck, daß das Verhältnis des  $CTDI_w$  für das Kopfphantom zum  $CTDI_w$  für das Körperphantom in Abhängigkeit vom Gerät um einen Faktor von bis zu 2 schwanken kann (eigene Messungen).

Neben dem Patientendurchmesser ist die Gewebezusammensetzung ein weiterer Unsicherheitsfaktor bei der Bestimmung der Organdosen. Fett vermag weniger Strahlenenergie zu absorbieren als andere solide Gewebe. Bei einem größeren Fettanteil, aber gleichem Körperdurchmesser und gleichen Untersuchungsparametern verteilt sich eine größere Energiemenge auf die risikorelevanten Organe, die eine höhere Dosis erhalten. Im Gegensatz zu Fett stellt Kontrastmittel eher ein Hindernis für die Strahlung dar und verringert die Exposition von körpereigenem Gewebe (Hidajat und Mitarb. 1996e).

Der Einfluß der Patientenabmessung und -zusammensetzung auf die Patientendosis ist bisher wenig untersucht worden. Dabei ist das Verständnis für diese Einflußfaktoren wichtig bei der Beurteilung des Dosisbedarfs zur Erhaltung einer vorgegebenen Bildqualität und Vermeidung einer unnötig hohen Patientendosis (Wilting und Mitarb. 1999). Es ist möglich, anhand von CT-Datensätzen und mathematischen Simulationen des Energietransports eine Organdosisberechnung durchzuführen. Eine solche Dosisberechnung ist für ein einzelnes Kind und Baby bereits realisiert und führte zur Entwicklung der beiden Voxelphantome Kind und Baby (Zankl und Mitarb. 1993). Das Verfahren könnte auch auf CT-Datensätze von Patienten angewandt werden, um den Einfluß von Patientenabmessung und -zusammensetzung auf die Organdosen zu analysieren. Wesentlich ist die Bestimmung der Dosis der Leibesfrucht bei einer direkten Strahlenexposition, beispielsweise bei der CT des gesamten Abdomens oder des Beckens. Je nach Alter und Größe der Leibesfrucht sowie Abmessung und Zusammensetzung der Patientin ergeben sich für die Leibesfrucht unterschiedliche Dosen. Diese Dosen sind wesentlich für die Beurteilung einer möglichen Schädigung einschließlich Induktion einer malignen Erkrankung (UNSCEAR 1986, SSK 1989). Im DGMP- und DRG- (Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e.V. und Deutsche Röntgengesellschaft -) Bericht (1990) sind Gewebe-Luft-Verhältnisse in Abhängigkeit von der Strahlenqualität und der Schichtdicke angegeben. Diese sind allerdings nur abgeleitet aus Messungen in einem PMMA-Phantom mit einem Durchmesser von 16

cm. Sicher können Messungen in einem anthropomorphen gewebeäquivalenten Phantom, beispielsweise Rando-Phantom, das mit einem Aufsatz unterschiedlicher Dicken versehen ist, genauere Gewebe-Luft-Verhältnisse für unterschiedliche Stadien der Schwangerschaft erbringen und genauere Bestimmung der Dosis der Leibesfrucht ermöglichen.

Die Röhrenstrommodulation führt zu einer Dosisverteilung in den Organen, welche gegenüber der Verteilung bei konstantem Röhrenstrom völlig verändert sein kann. Diese Veränderung der Dosisverteilung ist vor allem im Körperstamm mit ovalem Querschnitt zu erwarten (Hentschel und Mitarb. 1998). Die Berechnung eines minimalen und eines maximalen Wertes für die effektive Dosis anhand des minimalen und maximalen Röhrenstromes ist für den Bereich des Körperstamms sicher zu grob.

Mehr zu berücksichtigen bei der Bestimmung der Patientendosis gibt es auch durch die Entwicklung der Mehrschicht-CT-Geräte. Durch die Anwendung von besonderen Algorithmen zur Datenakquisition muß die Patientendosis nicht mehr abhängig vom pitch sein. Bei der "Adaptiven Axialen Interpolation", wie sie beim Siemens Somatom Plus 4 VZ realisiert ist, wird angegeben, daß die Patientendosis unabhängig vom pitch der Dosis einer Sequence-Untersuchung bei gleicher Kollimierung und gleichem mAs-Wert entspricht (Ohnesorge und Mitarb. 1999). Bei überlappender Abtastung ist es die automatische Anpassung des Röhrenstroms, die dazu führt, daß die Patientendosis und auch das Bildrauschen pitchunabhängig werden. Allerdings ist bei einer nominellen Schichtdicke von 1 mm die Patientendosis um etwa 20% höher als beim Einzelschicht-Spiral-CT-Gerät Somatom Plus 4. Der Grund liegt in dem breiteren Strahlenbündel, das bei der Mehrschicht-CT nicht vermeidbar ist (Schaller und Mitarb. 1999). Moxley und Mitarb. (1999) verglichen die Patientendosis beim Einzelschicht-Spiral-CT-Gerät Hi Speed CT/i mit der beim Mehrschicht-Spiral-CT-Gerät LightSpeed QX/i der Fa. General Electric. Die Autoren zeigten filmdosimetrisch und mittels TLD an Plexiglasphantomen, daß bei dünnen Schichten (4 x 1,25 mm) die Dosis beim LightSpeed QX/i im Sequence-Mode 2,6 mal, bei überlappender Abtastung mit pitch 0,75 3,5 mal und bei pitch 1,5 1,7 mal höher ist als beim Hi Speed CT/i. Offensichtlich führen die Unterschiede zwischen den Mehrschicht-CT-Geräten in der Datenakquisition zu Unterschieden in der

Patientendosis. Die Bestimmung der Patientendosis bei der Mehrschicht-CT erfordert eine genaue Kenntnis über die gerätetypspezifische Datenakquisition und stellt eine weitere neue Aufgabe für den CT-Dosimetristen dar.

Heute existiert eine Reihe von Computerprogrammen für den PC zur Berechnung von Organdosen in der CT. CTDOSE (National Radiation Laboratory, Christchurch, Neuseeland), CTSUM (Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung, Neuherberg), WinDose (Institut für Medizinische Physik, Erlangen und GSF, Neuherberg) und X-Ray Dosimet-CT (Hannelore Pils, Jetzendorf) gehören zu den bekannten Programmen. Ein Vergleich dieser Programme miteinander kann sinnvoll sein, damit der Anwender sich je nach Aufgabenstellung leichter für das eine oder andere Programm entscheiden kann. Durch den mittels Empfehlungen, Leitlinien und Richtlinien ausgeübten Druck, die Patientendosis für dosisintensive Untersuchungen zu bestimmen (ICRP 1996, Europäische Gemeinschaften 1997) ist es möglich, daß in Zukunft jedes CT-Gerät mit einem Programm ausgestattet wird, das dem Anwender erleichtert, die Patientendosis zu bestimmen. Bis dahin müssen die noch vorhandenen Probleme bei der Bestimmung der Patientendosis gelöst werden.

Neben Werkzeugen zur Bestimmung der Patientendosis sind mehr am Gerät und vom Anwender selektierbare Optionen zur Optimierung der Patientendosis wünschenswert. Diese Optionen werden bald wahrscheinlich auch wichtig sein, wenn die in der europäischen Patientenrichtlinie unter Optimierung enthaltenen Forderungen, alle Dosen unter Berücksichtigung wirtschaftlicher Faktoren so niedrig wie möglich zu halten (Europäische Gemeinschaften 1997), realisiert werden sollen. Die Möglichkeit, von einer Anzahl von mAs-Produkten eines auszuwählen, das der Dicke des Patienten angepaßt ist, wird von wenigen Anwendern genutzt (van Unnik und Mitarb. 1997, Zoetelief und Mitarb. 1998). Vielmehr gilt die CT seit langem als eine Untersuchungsmethode, die sich auszeichnet durch standardisierte Techniken, bei denen die Gefahr besteht, zu pauschal vorgewählte Untersuchungsparameter einzusetzen (Felsenberg und Mitarb. 1990). Eine effektivere und sehr einfache Option wird bei vielen Geräten dem Anwender angeboten, und besteht in einer groben Unterteilung von mAs-Bereichen für die Altersgruppen Baby, Kind und Erwachsener. Eine zumindest grobe qualitative Unterteilung der mAs-Bereiche kann bei erwachsenen Patienten nach der Dicke erfolgen und auf diese Weise die

patientengerechtere Einstellung des mAs-Produktes fördern. Nach Wiltling und Mitarb. (1999) kann der Durchmesser eines individuellen Patienten als Vergleichsmaß und zur Einstellung der für eine konstante Bildqualität notwendigen Dosis herangezogen werden. Nach den ersten Ergebnissen der Autoren sollte die Dosis bei um 8 cm kleinerem Durchmesser des Körpers auf die Hälfte halbiert werden.

Bei der Datenakquisition werden neue Möglichkeiten zur Dosisreduktion angeboten. Die anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation bei der CT als Maßnahme, den Röhrenstrom der Patientenform und -dicke anzupassen, ist noch nicht an größeren Patientenkollektiven und unterschiedlichen Körperregionen erprobt (Greeß und Mitarb. 1999). Allerdings lassen die vorliegenden veröffentlichten Ergebnisse an Phantomen, Leichen und Patienten mit diesen Verfahren erwarten, daß eine signifikante Reduktion der Patientendosis ohne signifikante Einbußen an Bildqualität möglich ist. Inwieweit das Verfahren bei der Mehrschicht-CT anwendbar ist, wurde bisher nicht beschrieben. Bei der simultanen Akquisition von 4 Schichten können in z-Richtung unterschiedliche Schwächungswerte auftreten und damit unterschiedliche Röhrenströme berechnet werden, die gleichzeitig einzustellen wären. Ebenso wäre die Anwendbarkeit einer Röhrenstrommodulation für die CT-Durchleuchtung bei Interventionen wünschenswert. Insgesamt ist die automatische patientengerechte Einstellung der Untersuchungsparameter bei der CT noch entwicklungsbedürftig und zugleich problematischer als bei der Projektionsradiographie. Die Entwicklung der Röhrenstrommodulation stellt jedoch bereits ein Schritt in Richtung "Belichtungsautomatik" dar.

Toth und Mitarb. (1999) beschrieben ein Strahlenbündelverfolgungssystem, das die Position des Detektors und des Strahlenbündels genau aufeinander abstimmen soll. Durch thermische und mechanische Kräfte während der Röhrenrotation und Gantryneigungsveränderungen kann es zu Verschiebungen des Brennflecks in axialer Richtung kommen, die dazu führen, daß äußere Anteile des Strahlenbündels den Detektor nicht erreichen und somit nicht bildwirksam werden. Dies kann verhindert werden durch ein Detektor- oder ein Röhrenpositionierungssystem, das der axialen Bewegung des Strahlenbündels folgt. Ein solches System hat für Mehrschicht-CT-Geräte mit kurzer Rotationszeit von 0,5 s jedoch ein vergleichsweise

langsames Ansprechen gegenüber Veränderungen der Lage des Strahlenbündels. Das kürzlich auf dem Röntgenkongreß der RSNA (Chicago, USA) 1999 vorgestellte Strahlenbündelverfolgungssystem mißt das Strahlenbündel nach jeweils wenigen Millisekunden und eignet sich aufgrund der hohen Arbeitsgeschwindigkeit auch für Scanner mit Rotationszeiten von 0,5 Sekunden. Eingesetzt beim Mehrschicht-CT-Gerät LightSpeed von Fa. General Electric kann eine Dosisreduktion um über 35% erzielt werden (Toth und Mitarb. 1999).

Der Einfluß des Formfilters auf die Patientendosis und Bildqualität ist bisher sehr wenig untersucht worden. Durch den Einsatz eines Formfilters werden besonders die Dosen in den peripheren Körperanteilen reduziert, jedoch wird gleichzeitig das Rauschen erhöht. Jones und Mott (1989) argumentierten, daß bei den meisten Untersuchungen die peripheren Körperanteile klinisch weniger von Bedeutung sind und daher das höhere Rauschen vertretbar ist. Nach Untersuchungen von Harpen (1999) kann ein optimaler Formfilter für ein gegebenes Rauschen in einem zylindrischen Phantom die integrale Dosis auf 72,9 % reduzieren. Dies wurde mittels einer Computersimulation für monoenergetische Strahlung und für ein Bildfeld von 40 cm verifiziert. Das Ausmaß der Veränderung der Patientendosis und der Bildqualität hängt jedoch von der genauen Form und Stärke des Formfilters sowie der Form und Abmessung des Patienten relativ zum Formfilter ab. Inwieweit ein Formfilter eine Reduktion der Patientendosis tatsächlich bewirken kann, ohne die Bildqualität signifikant zu beeinträchtigen, muß in weiteren Studien untersucht werden.

Im Bereich der Software zur Datenbearbeitung sind neue Algorithmen entwickelt worden, die zur Dosisreduktion eingesetzt werden können. Kachelriess und Kalender (1999) beschrieben die sogenannte 3D adaptive Filterung, die vorzugsweise Projektionsdaten mit starkem Rauschen glättet. Die Filterung kann in drei Dimensionen erfolgen, wobei die z-Filterung Daten von benachbarten Röhrenrotationen oder benachbarten Detektorzeilen verwendet. Somit kann das Verfahren sowohl bei der Einzelschicht-CT als auch bei der Mehrschicht-CT eingesetzt werden. Durch die Glättung der Projektionsdaten und Verringerung des Rauschens kann eine entsprechende Dosisreduktion gewählt werden. Das Verfahren verspricht eine Dosisreduktion um bis zu 50%.

Die zahlreichen Studien zur Reduktion der Patientendosis bei der CT in den letzten Jahren zeigen einerseits, daß Bedarf an Dosisreduktion besteht, andererseits aber auch, daß das Potential zur Dosisreduktion längst nicht ausgeschöpft ist. Dosiserhebungen zeigen sehr unterschiedliche Dosiswerte für ähnliche Untersuchungen (Shimpton und Mitarb. 1991, Hidajat und Mitarb. 2000 siehe Kap. 5.2.3). Auch zwischen der konventionellen CT und Spiral-CT bestehen große Unterschiede in den mAs-Produkten. Diese Unterschiede weisen darauf hin, daß in der Einstellung von geeigneten Untersuchungsparametern ein großes Potential zur Dosisreduktion liegt. Allerdings läßt sich anhand der Dosiserhebung, die vor 10 Jahren durchgeführt wurde (Shrimpton und Mitarb. 1991), und der aktuellen Dosiserhebung, daß bei vergleichbarer Technik die Dosiswerte in den letzten Jahren sich wenig geändert haben. Dies deutet auf die Schwierigkeit hin, die durch die Studien gewonnenen Erkenntnisse über den Einsatz von dosissparenden Untersuchungsparametern (Hidajat und Galanski 1999c) in die Praxis umzusetzen. Daher ist zu erwarten, daß nur durch konkrete Reglementierungen, beispielsweise Beschränkung der Patientendosis, eine wesentliche Reduktion der Patientendosis zu erreichen ist.

Ein Dosis-Monitoring, bei dem die dosisrelevanten Daten während der Untersuchung angezeigt werden, könnte dem Anwender erleichtern, sich an die Dosissschranken zu halten. Außerdem kann durch ein Dosis-Monitoring die zeitliche Änderung der Dosen erkannt bzw. eine Tendenz zu höheren Dosen leichter aufgedeckt werden. Nach Gosch und Mitarb. (1998) wird beim Wechsel von der konventionellen CT zur Spiral-CT aufgrund der begrenzten Röhrenbelastbarkeit die Patientendosis reduziert. Jedoch kann bei Einführung von moderneren Spiral-CT-Geräten trotz der höheren Dosiseffizienz der Geräte die Patientendosis wieder steigen. Die Gründe liegen darin, daß wieder höhere mAs-Werte einstellbar sind und die höhere Scangeschwindigkeit zur Zunahme der Länge der abgetasteten Körperregion führt (Gosch und Mitarb. 1998). Die Entwicklung der Patientendosis durch die Mehrschicht-Spiral-CT bleibt abzuwarten. Auf jeden Fall wird das größte Potential dieser neuen Technik in der sehr hohen Scangeschwindigkeit gesehen, die erlaubt, eine vorgegebene Untersuchungsregion mit dünneren Schichten darzustellen (Ohnesorge und Mitarb. 1999). Die Wahl dünner Schichten hat sich vor allem in der Detektion von Leberläsionen als vorteilhaft erwiesen (Weg und Mitarb. 1998, Kopka und Grabbe



1999). Dies kann jedoch gleichzeitig die Einstellung höherer mAs-Produkte durch den Anwender zur Folge haben.

Bei der Angiographie ist die Anzeige der Durchleuchtungszeit und des Dosisflächenproduktes längst selbstverständlich. Bei dosisintensiven interventionellen Eingriffen kann die Anzeige im Untersuchungsraum sogar behördlich angeordnet sein. Auch in der digitalen Radiographie gibt es Bemühungen, durch ein On-line Dosis-Monitoring Dosisabweichungen und Möglichkeiten zur Dosisreduktion aufzudecken (Kurtz und Mitarb. 1998). Beim Somatom Plus 4 trat Anfang 1998 mit der Software Version VB 40 der  $CTDI_{FDA}$  auf die Bedieneroberfläche auf. Der  $CTDI_{FDA}$  kann als Dosis-Monitoring zur Beschränkung der Patientendosis jedoch nicht eingesetzt werden wegen zu geringer Integrationslänge für kleinere Schichtdicken (Hidajat und Mitarb. 1998b). Sinnvoller wäre die Anzeige von Dosisgrößen, die zur Angabe von Referenzdosen verwendet werden.

Gegenwärtig sind der  $CTDI_w$  und das DLP die bevorzugten Dosisgrößen zur Angabe von Referenzdosen. Die zur Zeit von der Deutschen Röntgengesellschaft durchgeführte bundesweite Dosiserhebung, die einen Teil der Maßnahmen zur Umsetzung der Patientenrichtlinie (Europäische Gemeinschaften 1997) darstellt, wird eine Fülle von Dosiswerten liefern, die zur Aufstellung von Referenzdosen bei der CT verwendet werden können. Folgt man dem bisherigen Vorgehen und deklariert das dritte Quartil als Referenzdosis, so wird die Referenzdosis einen dynamischen Charakter besitzen und muß in einer späteren Dosiserhebung erneut evaluiert werden (Oestmann 1998). Die bisher noch nicht weit verbreiteten Verfahren zur Optimierung der Patientendosis, die Mehrschicht-Spiral-CT und andere technische Weiterentwicklungen können Einfluß auf das zukünftige Dosismanagement haben.

## 7 Zusammenfassung

Die hohe Strahlendosis bei der CT, das mögliche Strahlenrisiko und die dennoch stetig zunehmende Zahl der CT-Geräte und CT-Untersuchungen sind Gründe, um die Strahlendosis des Patienten zu erfassen und zu optimieren. Die Patientendosis bei der CT wird ausgedrückt durch die beiden Dosisgrößen Organdosis und effektive Dosis, die heute als Vergleichsmaß für das radiogene Krebsrisiko und genetische Strahlenrisiko dienen.

Die am weitesten verbreitete und einfachste Methode zur Bestimmung der Patientendosis ist die Berechnung von Organdosen mittels Konversionsfaktoren, welche auf die Achsendosis normierte mittlere Organdosen darstellen und durch Monte-Carlo-Simulation des Strahlentransports in anthropomorphen mathematischen oder Voxel-Phantomen gewonnen wurden. Eine andere Methode ist die Messung von Organdosen in anthropomorphen gewebeäquivalenten Phantomen, wobei am häufigsten Thermolumineszenzdosimeter als Dosisdetektoren zum Einsatz kommen.

Für den Anwender der Konversionsfaktoren liegen die Probleme bei der Übertragung der Expositionsbedingungen beim Phantom auf die Expositionsbedingungen beim individuellen Patienten. Abweichungen in der Filterung und Filterform machen es schwer, von allen zur Verfügung stehenden Sätzen von Konversionsfaktoren den passenden zu finden. Anhand der effektiven Energie können die Konversionsfaktoren der GSF durch Inter- oder Extrapolation besser angepaßt werden. Durch aufwendigere Messungen der Halbwertsschichtdicke, Energiedosen in Luft und CTDI-Werte können aus den 23 Datensätzen des NRPB den am besten passenden gefunden werden. Die Organe der mathematischen Phantome unterscheiden sich grundlegend von denen des Menschen in der Lage in axialer Richtung und in der kraniokaudalen Ausdehnung. Das Problem der Unterschiede in den Organlagen kann nach eigenen Analysen dadurch minimiert werden, daß nur die effektive Dosis angegeben wird, da diese von den Fehlschätzungen einzelner Organdosen vergleichsweise wenig betroffen ist. Probleme bei der Dosismessung im gewebeäquivalenten Phantom sind der hohe Zeit- und Kostenaufwand. Statt der Messung im anthropomorphen Phantom können brauchbare Dosiswerte auch durch Messungen in CTDI-Phantomen erhalten werden. Nach eigenen Berechnungen

liefert der  $CTDI_w$  einen Näherungswert für die Dosen der Organe, die vollständig im Scanvolumen liegen. Das aus dem  $CTDI_w$  abgeleitete DLP liefert mittels Konversionskoeffizienten eine Abschätzung für die effektive Dosis, die von dem mittels Konversionsfaktoren errechneten Wert um maximal  $\pm 35\%$  für die meisten Untersuchungen abweicht. Der  $CTDI_w$  kann aus den beim Hersteller erfragbaren Werten für  $CTDI_{FDA}$  und den Korrekturfaktoren ermittelt werden. Die Abschätzung der effektiven Dosis kann innerhalb weniger Minuten erfolgen.

Zu den vom CT-Personal durchführbaren Maßnahmen zur Optimierung der Patientendosis gehören die Bleiabdeckungen beim Patienten zum Schutz der Ovarien und der Hoden, die Erhöhung des pitch bei der Spiral-CT und die Niedrigdosis-CT für viele verschiedene Fragestellungen. Der Gerätehersteller leistet seine Beiträge zur Dosisoptimierung durch die Auswahl einer Strahlenfilterung mit ausgewogenem Kompromiß zwischen Dosisreduktion und Verminderung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses und durch die Installation eines Detektorsystems mit höchst möglicher Dosiseffizienz. Die anatomieadaptierte sinusförmige Röhrenstrommodulation erbringt eine Dosisreduktion um maximal 13% bei der Untersuchung des Beckens. Zur Dosisbeschränkung sieht die Patientenrichtlinie der Europäischen Gemeinschaft von 1997 die Etablierung von diagnostischen Referenzwerten vor. Im Working Document der europäischen Kommission gelten der  $CTDI_w$  und das DLP als Referenzdosisgrößen. Dabei wird das 3. Quartil der mittleren Dosiswerte von allen untersuchten Zentren als Referenzwert verwendet.

An der Strahlenexposition von tief gelegenen Organen außerhalb der Untersuchungsregion ist die im Körperinneren entstehende Streustrahlung maßgeblich, so daß eine Bleiabdeckung wenig wirksam sein kann. Eigene Messungen zeigen, daß auf die Bleischürze zum Schutz der Ovarien und des Uterus verzichtet werden kann. Eine Bleiabdeckung kann jedoch bei den Untersuchungen effektiv eingesetzt werden, bei denen größere Streustrahlung von außen den Körper exponiert. Bei der CT des Kopfes kann die aus dem Mundboden austretende Streustrahlung durch eine Bleiabdeckung des Halses und des Thorax an der Exposition der Schilddrüse, der Brust und der Lunge wirksam gehindert werden. Die Hodenkapsel führt zu einer praktisch vollständigen Abdeckung der Hoden und daher

wesentlichen Dosisreduktion. Ein Problem der Spiral-CT ist die im Vergleich zur konventionellen CT um zwei Rotationen längere abzutastende Körperregion. Nach eigenen Berechnungen ist jedoch durch einen pitch  $>1,1$  bei einer mindestens 15 cm langen Untersuchungsregion eine Dosisreduktion gegenüber der konventionellen CT gegeben. Bei der ND-CT der Lunge und des Knochens kann das eingestellte mAs-Produkt zur Beurteilung des Mediastinums bzw. des paraaortalen Weichteils zu gering sein. Um dies zu vermeiden, kann bei der Primäruntersuchung ein höheres mAs-Produkt eingestellt werden als bei der ND-CT und je nach Befund bei späterer Untersuchung das mAs-Produkt reduziert werden. Bei den Detektorsystemen ist zwischen einem Festkörperdetektor auf der Basis von Szintillatoren mit hoher Dosiseffizienz und einem Gasdetektor mit dem Vorteil eines schnellen Abklingverhaltens zu wählen. Als das Detektorsystem, das die Vorteile beider Detektorarten vereint, wird der UFC-Szintillator angeboten. Dieser ermöglicht beim Somatom Plus 4 eine Dosisreduktion um 20-30% gegenüber dem Xenon-Gasdetektor bei gleichbleibender Bildqualität. Die anatomieadaptierte sinusförmige Röhrenstrommodulation ermöglicht keine ideale Anpassung des Röhrenstroms an beliebige Körperformen. Als besseren Algorithmus wird die anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstromregelung angeboten, die bei der Spiral-CT mit einer Verzögerung von einem halben Tischvorschub die aus den verschiedenen Projektionen resultierenden Schwächungswerte benutzt, um den Röhrenstrom dem Dosisbedarf besser anzupassen. Die Dosisreduktion in der Schulterregion liegt nach bisherigen Erkenntnissen bei 38%. Die im Working Document der europäischen Kommission vorgeschlagenen Referenzdosen stützen sich auf Ergebnissen einer Datenerhebung an konventionellen CT-Geräten aus den späten 80-er Jahren. Eine aktuelle von uns durchgeführte Dosiserhebung zeigt, daß die Werte für  $CTDI_w$  und DLP bei der Spiral-CT deutlich geringer sind als bei der konventionellen CT. Es sollten neue Referenzwerte mit besonderer Berücksichtigung der Werte für die Spiral-CT aufgestellt werden.

Noch zu lösende Probleme betreffen die Bestimmung der Patientendosis bei der CT der Extremitäten, bei Patienten mit unterschiedlichen Abmessungen und bei der Mehrschicht-CT. Aktuelle Arbeiten zur Optimierung der Patientendosis bei der CT betreffen insbesondere die Aufstellung von Referenzwerten.

## 8 Literaturverzeichnis

- 1 Adams EJ, Brettle DS, Jones AP, Hounsell AR und Mott DJ. Estimation of fetal and effective dose for CT examinations. *Br J Radiol* 1997; 70: 272-278.
- 2 Adrian Committee. Radiological hazards to patients. Second Report of the Committee (London: HMSO). 1960.
- 3 Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M und Spira J. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *Am J Roentgenol* 1962; 87: 185-195.
- 4 Ambrose J. Computerized transverse axial scanning (tomography), Part II. Clinical application. *Br J Radiol* 1973; 46: 1047.
- 5 Ambrosino MM, Genieser NB, Roche KJ, Kaul A und Lawrence RM. Feasibility of high-resolution, low-dose chest CT in evaluating the pediatric chest. *Pediatr Radiol* 1994; 24: 6-10.
- 6 Atherton JV und Huda W. CT doses in cylindrical phantoms. *Phys Med Biol* 1995; 40: 891-911.
- 7 Beaconsfield T, Nicholson R, Thornton A und Al-Kutobi A. Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head. *Eur Radiol* 1998; 8: 664-667.
- 8 Becker CR, Schätzl M, Feist H, Bäuml A, Brüning R, Schöpf UJ und Reiser MF. Strahlenexposition bei der CT-Untersuchung des Thorax und des Abdomens - Vergleich von Einzelschicht-, Spiral- und Elektronenstrahlcomputertomographie. *Radiologe* 1998; 38: 726-729.
- 9 Becker C, Schätzl M, Feist H, Bäuml A, Schöpf UJ, Michalski G, Lechel U, Hengge M, Brüning R und Reiser M. Abschätzung der effektiven Dosis für Routineprotokolle beim konventionellen CT, Elektronenstrahl-CT und bei der Koronarangiographie. *Fortschr Röntgenstr* 1999; 170: 99-104.
- 10 Becker CR, Bruening R, Schaetzel M, Schoepf UJ und Reiser MF. Xenon versus ceramics: A comparison of two CT X-ray detector systems. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23: 795-799.
- 11 Beinglass I, Kaufman L, Hoisier K und Hoenninger J. An evaluation of HgI<sub>2</sub> detectors for x-ray computed tomography. *Med Phys* 1980; 7: 370-373.
- 12 Bengtsson G, Blomgren P, Bergmann K und Aberg L. Patient exposures and radiation risks in swedish diagnostic radiology. *Acta Radiol Oncol Radiat Phys Biol* 1978; 17: 81-105.
- 13 Bernhardt JU, Veit R und Bauer B. Erhebung zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik. *Z Med Phys* 1995; 5: 33-39.
- 14 Birch R, Marschall M und Ardran GM. Catalogue of spectral data for diagnostic X-rays. The Hospital Physicists' Association. Scientific Report Series 1979; 30.
- 15 Bonaldi VM, Bret PM, Reinhold C und Atri M. Helical CT of the liver: Value of an early hepatic arterial phase. *Radiology* 1995; 197: 357-363.
- 16 Brooks RA und DiChiro G. Statistical Limitations in X-ray reconstructive tomography. *Med Phys* 1976; 3: 237-240.
- 17 Bundesärztekammer. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. *Dt Ärztebl* 1992; 89: 2681-2689.
- 18 Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung, Teil IV Strahlenexposition durch medizinische Maßnahmen. Jahresbericht 1994.
- 19 Burgess AE. Scatter radiation from abdominal CT examinations. *J Comput Assist Tomogr* 1985; 9: 926-930.

- 20 Burkhart R. Nationwide Evaluation of X-rays Trends (NEXT); Eight years of data (1974-1981). Accession No PB 84-189281 (Springfield, VA, National Technical Information Service) 1984.
- 21 Christy M. Active bone marrow distribution as a function of age in humans. *Phys Med Biol* 1981; 26: 389-400.
- 22 Cohnen M, Cohnen B, Ewen K, Teubert G und Mödder U. Dosismessungen bei Spiral-CT-Untersuchungen der Kopf-Hals-Region. *Fortschr Röntgenstr* 1998; 168: 474-479.
- 23 Conway BJ, Mc Crohan JL, Antonsen RG, Rueter FG, Slayton RJ und Suleiman OH. Average radiation dose in standard CT examinations of the head: Results of the 1990 NEXT Survey. *Radiology* 1992; 184: 135-140.
- 24 Costello P, Anderson W und Blume D. Pulmonary nodule: evaluation with spiral volumetric CT. *Radiology* 1991; 179: 875-876.
- 25 Crawley MT und Rogers AT. A comparison of computed tomography practice in 1989 and 1991. *Br J Radiol* 1994; 67: 872-876.
- 26 CRCPD/CDRH. Average patients exposure guides - 1992. CRCPD Pub. 94-4 (Frankfurt: CRCPD) 1992.
- 27 Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 21 CFR Part 1020. Diagnostic x-ray systems and their major components: amendments to performance standards - final rules. *Federal Register* 1985; 49: 171.
- 28 DGMP and DRG (Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e.V. und Deutsche Röntgengesellschaft). Pränatale Strahlenexposition aus medizinischer Indikation. Dosisermittlung, Folgerungen für Arzt und Schwangere. DGMP-Bericht Nr. 7, Juni 1990.
- 29 Diederich S, Lenzen H, Puskas Z, Koch AT, Yelbuz TM, Eameri M, Roos N und Peters PE. Niedrigdosiscomputertomographie des Thorax. *Radiologe* 1996; 36: 475-482.
- 30 Diederichs CG, Bruhn H, Funke M und Grabbe E. Spiral-CT mit reduzierter Strahlendosis. *Fortschr Röntgenstr* 1996; 164: 183-188.
- 31 DIN. Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV. Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes nach Errichtung, Instandsetzung und Änderung. DIN 6815, April 1992.
- 32 DIN. Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung. Teil 2-6: Konstanzprüfungen, Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie. DIN EN 61223-2-6, März 1997.
- 33 DIN. Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik. Teil 4: Filmdosimetrie (Entwurf). DIN 6800-4, November 1997.
- 34 DIN. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben. Abnahmeprüfung bei Röntgen-Computertomographie-Einrichtungen. DIN 6868 Teil 53, September 1999.
- 35 Drexler G, Panzer W, Petoussi N und Zankl M. Effective dose - how effective for patients ?. *Radiat Environ Biophys* 1993; 32: 209-219.
- 36 Drexler G, Panzer W, Stieve FE, Widenmann L und Zankl M. Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. 2. Aufl. Hoffman Verlag, Berlin 1993.
- 37 Driscoll CMH und Barthe JR. Annealing procedures for commonly used radiothermoluminescent materials. *Radiat Prot Dosim* 1986; 14: 17-32.
- 38 Dümmling K. 10 Jahre Computertomographie - ein Rückblick. *electromedica* 1984; 52: 13-27.
- 39 EC Study Group. Quality criteria for diagnostic radiographic images. Working Document, 2nd edn, CEC XII/173/90 (Brussels: EC) 1990.
- 40 EC Study Group. Quality Criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. Draft working document, CEC XII/307/91 (Brussels: EC) 1992.

- 41 Edyvean S, Carden JF, Lewis MA, Britten AJ und Sant AD. Ten years experience of a phantom set in CT scanning. Radiat Prot Dosim 1993; 49: 235.
- 42 Erbel R, Schmermund A, Baumgart D, Möhlenkamp S, Pump H, Sehnert C, Kriener P, Gevargez A, Seibel R und Grönemeyer D. Elektronenstrahltomographie - Nichtinvasive Diagnostik der koronaren Arteriosklerose. Dt Ärztebl 1998; 95: A-1092 - 1098.
- 43 Europäische Gemeinschaften. Richtlinien zur Festlegung der Grundnormen für den Gesundheitsschutz der Bevölkerung und der Arbeitskräfte gegen die Gefahren ionisierender Strahlungen. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften 1959; 221/59 - 239/59.
- 44 Europäische Gemeinschaften. Richtlinie 84/466/Euratom vom 3. September 1984 zur Festlegung der grundlegenden Maßnahmen für den Strahlenschutz bei ärztlichen Untersuchungen und Behandlungen. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften 1984; L 265/1 - L 265/3.
- 45 Europäische Gemeinschaften. Stellungnahme des Wirtschafts- und Sozialausschusses zu dem "Entwurf für einen Vorschlag für eine Richtlinie des Rates über den Schutz der Gesundheit vor der Gefährdung durch ionisierende Strahlung bei medizinischer Exposition zum Ersatz der Richtlinie 84/466/EURATOM". Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften 1996; C 212/32 - C 212/37.
- 46 Europäische Gemeinschaften. Richtlinie 97/43/Euratom vom 30. Juni 1997 über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition und zur Aufhebung der Richtlinie 84/466/Euratom. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften 40. Jahrgang 1997; L 180/22 - L 180/27.
- 47 Europäische Kommission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Report EUR 16260 EN 1996.
- 48 Europäische Kommission. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262 1998.
- 49 Ewen K, Steiner H, Jungblut R, Günther D und Schoppe WD. Die Bestimmung von Organdosen bei Röntgenaufnahmen und computertomographischen Untersuchungen sowie die Berechnung der somatisch signifikanten Dosisindizes. Fortschr Röntgenstr 1980; 133: 425-429.
- 50 Ewen K und Westphalen S. Die Berechnung der effektiven Dosis für beruflich strahlenexponierte Personen in der Röntgendiagnostik. Akt Radiol 1998; 8: 125-130.
- 51 FAO/IAEA/ILO/NEA/PAHO/WHO. International Basic Safety Standards for Protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. International Atomic Energy, Safety Series No 115 1996.
- 52 Felsenberg D, Kalender WA, Trinkwalter W und Wolf KJ. CT-Untersuchungen mit reduzierter Strahlendosis . Fortschr Röntgenstr 1990; 153: 516-521.
- 53 Fishman EK, Wyatt SH, Ney DR, Kuhlman JE und Siegelman SS. Spiral CT of the pancreas with multiplanar display. Am J Roentgenol 1992; 159: 1209-1215.
- 54 FDA. Avoidance of serious x-ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures. Food and Drug Administration 1994; September 9: 1-6.
- 55 Galanski M, Prokop M, Chavan A, Schaefer C, Jandeleit K und Olbricht C. Leistungsfähigkeit der CT-Angiographie beim Nachweis von Nierenarterienstenosen. Fortschr Röntgenstr 1994; 161: 519-525.
- 56 Geleijns J, van Unnik JG, Zoetelief J, Zweers D und Broerse JJ. Comparison of two methods for assessing patients does from computed tomography. Br J Radiol 1994; 67: 360-365.

- 57 Geleijns J. Patient dosimetry in diagnostic radiology: Chest examinations and computer tomography (Thesis, Leiden University, Leiden, The Netherlands) 1995.
- 58 Giacomuzzi SM, Erckert B, Freund MC, Schöpf T, Springer P, Dessl A und Jaschke W. Dosisreduktion in der Computertomographie mit einem neuen Scan-Verfahren. Akt Radiol 1996; 6: 110-113.
- 59 Giacomuzzi SM, Erckert B, Schöpf T, Freund MC, Springer P, Dessl A und Jaschke W. Das "Smart-Scan"-Verfahren der Spiral-Computertomographie: Eine neue Methode der Dosisreduktion. Fortschr Röntgenstr 1996; 165: 10-16.
- 60 Gosch D und Gursky S. Ermittlung der Strahlenbelastung der Patienten in der Röntgendiagnostik - Methoden und Ergebnisse. Radiol diagnos 1990; 31: 173-180.
- 61 Gosch D, Kloeppel R, Lieberenz S und Schult HG. Radiation exposure in computed tomography. Radiat Prot Dosim 1998; 80: 167-169.
- 62 Greeß H, Wolf H, Baum U, Kalender WA und Bautz W. Dosisreduktion in der Computertomographie durch anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstromeinstellung: Erste klinische Ergebnisse. Fortschr Röntgenstr 1999; 170: 246-250.
- 63 Groell R, Kugler C, Aschauer M, Rienmüller R, Stauber R, Trauner M und Mischinger HJ. Quantitative perfusion parameters of focal nodular hyperplasia and normal liver parenchyma as determined by electron beam tomography. Br J Radiol 1995; 68: 1185-1189.
- 64 von der Haar T, Klingenbeck-Regn K und Hupke R. Improvements of CT-scanning by UFC-detector technology. Vortrag auf Somatom Plus 4 user meeting Rotterdam, März 1998.
- 65 von der Haar T, Klingenbeck-Regn K und Hupke R. Improvement of CT performance by UFC detector technology. In: Krestin GP und Glazer GM (Hrsg.). Advances in CT IV. Berlin: Springer Verlag 1998; 9-15.
- 66 Harpen MD. A simple theorem relating noise and patient dose in computed tomography. Med Phys 1999; 26: 2231-2234.
- 67 Hart D, Jones DG und Wall BF. Normalised organ doses for medical X-ray examinations calculated using Monte-Carlo techniques (NRPB-SR262). National Radiological Protection Board, Chilton, UK 1994.
- 68 Hart D, Jones DG und Wall BF. Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area-product (NRPB-R262). National Radiological Protection Board, Chilton, UK 1994.
- 69 Hentschel D, Klingenbeck-Regn K, Popescu S, Suess C, Wolf H und Kalender W. Reduced patient dose and improved image quality in CT - Examinations bwith on-line anatomically adapted tube current modulation. Radiat Prot Dosim 1998; 80: 287-289.
- 70 Hidajat N, Schedel H, Vogl T, Schröder RJ, Keck H und Felix R. Spiral-CT des Pankreas - Klinischer Vergleich mit der konventionellen CT und der dynamischen CT. Fortschr Röntgenstr 1995; 163: 16-23.
- 71 Hidajat N, Vogl T, Biamino G, Michel L, Wust P, Panzer W, Zankl M und Felix R. Strahlenexposition in der interventionellen Radiologie am Beispiel der Chemoembolisation des hepatozellulären Karzinoms und der Laserangioplastie der Beckenarterien. Fortschr Röntgenstr 1996; 164: 249-256.
- 72 Hidajat N, Vogl T, Schröder RJ und Felix R. Berechnete Organdosen und effektive Dosis für die computertomographische Untersuchung des Thorax und des Abdomens: Sind diese Dosen realistisch ?. Fortschr Röntgenstr 1996; 164: 382-387.
- 73 Hidajat N, Vogl TJ, Möller M, Bechstein WO und Felix R. Intravenöse Spiral-CT-Angiographie zur Evaluation vor orthotoper Lebertransplantation: Vergleiche



- zwischen Schnittbiloddarstellung, MIP, 3-dimensionaler Oberflächendarstellung und intraarterieller DSA. *Fortschr Röntgenstr* 1996; 165: 11-17.
- 74 Hidajat N, Schröder RJ, Vogl T, Schedel H und Felix R. Effektivität der Bleiabdeckung zur Dosisreduktion beim Patienten in der Computertomographie. *Fortschr Röntgenstr* 1996; 165: 462-465.
  - 75 Hidajat N, Schröder RJ, Gellermann J, Keske U, Vogl T und Felix R. Reduktion der Streustrahlenexposition des Patienten in der Computertomographie durch verschiedene Massnahmen zur Strahlenabschirmung. In: *Strahlenbiologie und Strahlenschutz*, 28. Jahrestagung des Fachverbandes für Strahlenschutz e.V.. Verlag TÜV Rheinland GmbH, Köln 1996; 261-265.
  - 76 Hidajat N, Schröder RJ, Vogl T, Schedel H und Felix R. Strahlenexposition in der Computertomographie und der Spiral-Computertomographie des Abdomens: Beurteilung von Strahlenschutzmaßnahmen. In: *Proceedingband der Gesellschaft für Strahlenschutz*, 2. Internationaler Kongreß "100 Jahre Röntgen: medizinische Strahlenbelastung - Bewertung des Risikos". Bericht des Otto Hug Strahleninstitutes 1997; Nr. 15-18: 170-181.
  - 77 Hidajat N, Schröder RJ, Wolf M, Vogl T und Felix R. Meßgrößen zur Charakterisierung der Patientenexposition in der Computertomographie und ihre Bedeutung für die Risikoabschätzung. *Radiologe* 1997; 37: 464-469.
  - 78 Hidajat N, Schröder RJ, Vogl T, Mäurer J, Steger W und Felix R. Zur Dosisverteilung in konventioneller CT und Spiral-CT und zur Frage der Dosisreduktion mit Spiral-CT. *Radiologe* 1998; 38: 438-443.
  - 79 Hidajat N, Wolf M und Felix R. Physical dose quantities in computed tomography - How effective for describing the patient dose and the radiation risk ?. *Radiat Prot Dosim* 1998; 80: 171-174.
  - 80 Hidajat N, Mäurer J, Schröder RJ, Wolf M, Vogl T und Felix R. Radiation exposure in spiral computed tomography - Dose distribution and dose reduction. *Invest Radiol* 1999; 34: 51-57.
  - 81 Hidajat N, Mäurer J, Schröder RJ, Nunnemann A, Wolf M, Pauli K und Felix R. Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT. *Br J Radiol* 1999; 72: 556-561.
  - 82 Hidajat N und Galanski M. Niedrigdosis-CT im klinischen Alltag. In: Nagel HD (Hrsg.) *Fachbuch zur Strahlenexposition in der Computertomographie*. ZVEI 1999; 45-54.
  - 83 Hidajat N, Wolf M, Nunnemann A, Liersch P, Schröder RJ und Felix R. Survey of conventional and spiral CT doses. *Radiology* 2001; 218: 395-401.
  - 84 Hill AL. Half value layer measurements to facilitate patient dose assessment for newer CT scanners using published normalized dose data. *Br J Radiol* 1999; 72: 792-798.
  - 85 van Hoe L, van der Straete S, Bosmans H und Marchal G. Relationship between time, dose and quality in helical CT. In: Krestin GP and GM (Hrsg.). *Advances in CT IV*. Berlin: Springer Verlag 1998; 3-8.
  - 86 Hohlfeld K. Szintillation, Lumineszenz und Exoelektronen. In: Reich H (Hrsg.). *Dosimetrie ionisierender Strahlung*. B.G. Teubner Stuttgart 1990; 121-127.
  - 87 Hollett MD, Jeffrey RB, Nino-Murcia M, Jorgensen MJ und Harris DP. Dual-phase helical CT of the liver: Value of arterial phase scans in the detection of small ( $\leq 1.5$  cm) malignant neoplasms. *Am J Roentgenol* 1995; 164: 879-884.
  - 88 Hollett MD, Jorgensen MJ und Jeffrey RB. Quantitative evaluation of pancreatic enhancement during dual-phase helical CT. *Radiology* 1995; 195: 359-361.
  - 89 Hopper KD, Pierantozzin D, Poto PS, Kasales CJ, TenHave TR, Meilstrup JW, van Slyke MA, Mahraj R, Westacott S und Hartzel J. The quality of 3D reconstructions from 1.0 and 1.5 pitch helical and conventional CT. *J Comput Assist Tomogr* 1996; 20: 841-847.

- 90 Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography) - Part I. Description of system. Br J Radiol 1973; 46: 1016.
- 91 Huda W und Sandison GA. Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements. Health Phys 1984; 47: 463-467.
- 92 Huda W und Atherton V. Energy imparted in computed tomography. Med Phys. 1995; 22: 1263-1269.
- 93 Husstedt H, Prokop P und Becker H. Fensterweite als dosisrelevanter Faktor bei Hochkontraststrukturen in der CT. Fortschr Röntgenstr 1998; 168: 139-143.
- 94 ICRP. ICRP Publication 23. Reference Man: Anatomical, physiological and metabolic characteristics. Pergamon Press, Oxford 1975.
- 95 ICRP. ICRP Publication 26. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Oxford 1977.
- 96 ICRP. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Oxford 1991
- 97 ICRP. ICRP Publication 73. Radiological protection and safety in medicine. Pergamon Press, Oxford 1996.
- 98 ICRU. Report of the International Committee on Radiological Units and Measurements. National Bureau of Standards Handbook 1956; 62: 12.
- 99 IPSM/NRPB/CoR. National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology (Chilton: NRPB) 1992.
- 100 Jahnke A und Matz R. Signal formation and decay in CdTe x-ray detectors under intense irradiation. Med Phys 1999; 26: 38-48.
- 101 Jansen J, Geleijns J, Zweers D, Schultz FW und Zoetelief J. Calculation of computed tomography dose index to effective dose conversion factors based on measurement of the dose profile along the fan shaped beam. Br J Radiol 1996; 69: 33-41.
- 102 Jones AP und Mott DJ. The effects of computed tomographic beam shaping filters and their design on the surface radiation dose and the distribution of noise within an image. BIR Report 1989; 20: 160-163.
- 103 Jones DG und Shrimpton PC. Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques (NRPB-SR250) (National Radiological Protection Board, Chilton, UK) 1991.
- 104 Jucius RA und Kambic GX. Radiation dosimetry in computed tomography. Proc Soc Photo-Optical Instrumentation Engineers 1997; 127: 286-295.
- 105 Jung H. Strahlenrisiko. Fortschr Röntgenstr 1995; 162: 91-98.
- 106 Jung H. Die Grundlage zukünftiger Strahlenschutzgesetzgebung. Fortschr Röntgenstr 1997; 167: 1-3.
- 107 Kachelriess M und Kalender WA. Dose reduction by generalized 3D adaptive filtering for conventional and spiral single-, multirow and cone-beam CT: Theoretical considerations, simulations, phantom measurements and patient studies. Radiology 1999; 203(P): 283.
- 108 Kalender W, Seissler W, Kotz E und Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology 1990; 176: 181-183.
- 109 Kalender W, Vock P, Polacin A und Soucek M. Spiral-CT: Eine neue Technik für Volumenaufnahmen. I. Grundlagen und Methoden. Röntgenpraxis 1990; 43: 323-330.
- 110 Kalender W und Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. Med Phys 1991; 18: 910-915.

- 111 Kalender WA, Polacin A und Suess C. A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions. J Comput Assist Tomogr 1994; 18: 167-176.
- 112 Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Hentschel D und Bautz WA. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: Experimental results and first patient studies. Radiology 1997; 205(P): 471.
- 113 Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H und Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. Eur Radiol 1999; 9: 323-328.
- 114 Kalender WA, Schmidt B, Zankl M und Schmidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. Eur Radiol 1999; 9: 555-562.
- 115 Kamel IR, Hernandez RJ, Martin JE, Schlesinger AE, Niklason LT und Guire KE. Radiation dose reduction in CT of the pediatric pelvis. Radiology 1994; 190: 683-687.
- 116 Kearney SE, Jones P, Meakin K und Garvey CJ. CT scanning of the paranasal sinuses - the effect of reducing mAs. Br J Radiol. 1997; 70: 1071-1074.
- 117 Klingenbeck-Regn K und Oppelt A. Dosis bei CT-Aufnahmen - physikalische Zusammenhänge und Einsparmöglichkeiten. electromedica 1998; 66: 26-30.
- 118 Kopka L, Funke M, Breiter N, Hermann KP, Vosschenrich R und Grabbe E. Anatomisch adaptierte Variation des Röhrenstroms bei der CT. Fortschr Röntgenstr 1995; 163: 383-387.
- 119 Kopka L und Grabbe E. Biphasische Leberdiagnostik mit der Mehrzeilendetektor-Spiral-CT. Radiologe 1999; 39: 971-978.
- 120 Kramer R, Veit R und Drexler G. Körperdosis-Konversionsfaktoren für computertomographische Untersuchungen. Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Thieme Verlag, Stuttgart 1980; 20: 177-189.
- 121 Kramer R, Zankl M, Williams G und Drexler G. The calculation of dose from external photon exposures using human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. GSF-Bericht S-885, Neuherberg 1982.
- 122 Kurtz C, Czapp W und Klose KJ. Dosis-Monitoring als Qualitätssicherung in der digitalen Radiographie. Fortschr Röntgenstr 1998; 169: 465-470.
- 123 Länderausschuß Röntgenverordnung. Anlage I zur Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach Röntgenverordnung (RöV). In: Durchführung der Röntgenverordnung - Sachverständigenprüfungen nach der RöV, 20. Bek. des BMA vom 1. Mai 1998. Bundesarbeitsblatt 1998; 5: 52-55.
- 124 Langkowski JH, Pogoda P und Hess A. Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und Spiral-Technik. Fortschr Röntgenstr 1994; 161: 3-11.
- 125 Lee KS, Primack SL, Staples CA, Mayo JR, Aldrich JE und Müller NL. Chronic infiltrative lung disease: Comparison of diagnostic accuracies of radiography and low- and conventional-dose thin-section CT. Radiology 1994; 191: 669-673.
- 126 Lehmann KJ, Wild J und Georgi M. Klinischer Einsatz der softwaregesteuerten Röhrenstrommodulation "Smart-Scan" in der Spiral-CT. Akt Radiol 1997; 7: 156-158.
- 127 Leitz W, Axelson B und Szendrö G. Computed tomography dose assessment - a practical approach. Radiat Prot Dosim 1995; 57: 377-380.
- 128 Lemke AJ, Neumann K, Hosten N, Schweiger U und Felix R. Zur Abschätzung der Patientendosis in der Computertomographie. Aktuell Radiol. 1995; 5: 249-255.

- 129 Liebetruth R. Röntgen-Computertomographie. Hrsg.: Morneburg H: Bildgebende Diagnostik für die medizinische Diagnostik . 3., wesentlich überarbeitete Auflage Publicis MCD Verlag 1995; 429-469.
- 130 Maccia C, Moores BM, Nahrstedt U, Padovani R und Wall BF. CEC Quality criteria for diagnostic radiographic images and patient exposure trial. EUR 12952 (Brussels: CEC) 1990.
- 131 Maccia C, Moores BM und Wall BF. The 1991 CEC trial on quality criteria for diagnostic radiographic images: Detailed results and findings. EUR 16635 (Luxemburg: EC) 1996.
- 132 Maruyama T, Kumamoto Y, Noda Y, Iwai K, Mase N, Nishizawa K und Furuya Y. Determinations of organ or tissue doses and collective effective dose equivalent from diagnostic X-ray examinations in Japan. Radiat Prot Dosim 1992; 43: 213-216.
- 133 Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S und Müller NL. CT of the chest: Minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. Am J Roentgenol 1995; 164: 603-607.
- 134 McCollough CH, Zink FE und Morin RL. Radiation dosimetry for electron beam CT. Radiology 1994; 192: 637-643.
- 135 Mini RL, Vock P, Mury R und Schneeberger PP. Radiation exposure of the patients who undergo CT of the trunk. Radiology 1995; 195: 557-562.
- 136 Möller I. Strahlenbelastung und Strahlenrisiko durch die craniale Computertomographie. Dissertation, Hamburg 1980.
- 137 Moxley DM, Hazle JD, Shepard SJ und Zhou XJ. Dosimetry of a new multislice helical CT scanner: Calculated and measured patient doses. Radiology 1999; 213(P): 284.
- 138 Nagel HD. Aluminium equivalence of materials used in diagnostic radiology and its dependence on beam quality. Phys Med Biol 1986; 31: 1381-1399.
- 139 Nagel HD. Dosisbeeinflussende Faktoren. Hrsg.: Nagel HD: Fachbuch zur Strahlenexposition in der Computertomographie. ZVEI 1999; 25-44.
- 140 Neufang KFR und Ewen K. Somatic and genetic radiation exposure of the patient in digital angiography (DSA). Eur J Radiol 1986; 6: 222-225.
- 141 Nickoloff EL, Atherton JV, Hilal SK, Button T und Fox S. Influence of hardware upgrades on CT performance characteristics. Radiology 1988; 169(P): 337.
- 142 Nishizawa K, Maruyama T, Takayama M, Okada M, Hachiya J und Furuya Y. Determinations of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic examination. Br J Radiol. 1991; 64: 20-28.
- 143 NRPB/RCR. Patient dose reduction in diagnostic radiology. Doc. NRPB 1(3) (London: HMSO) 1990.
- 144 Oestmann JW. The role and impact of reference doses in diagnostic radiology: Problems and perspectives. Radiat Prot Dosim 1998; 80: 21-22.
- 145 Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, Brüning R und Reiser MF. Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. Radiologe 1999; 39: 923-931.
- 146 Panzer W, Scheurer C, Drexler G und Regulla D. Feldstudie zur Ermittlung von Dosiswerten bei der Computertomographie. Fortschr Röntgenstr 1988; 149: 534-538.
- 147 Panzer W, Scheurer C und Zankl M. Dose to patients in computed tomographic examinations: Results and consequences from a field study in the Federal Republic of Germany. BIR Report. 1989; 20: 185-188.
- 148 Panzer W und Zankl M. A method for estimating embryo doses resulting from computed tomographic examinations. Br J Radiol 1989; 62: 936-939.
- 149 Panzer W und Zankl M. Die Strahlenexposition des Patienten bei computertomographischen Untersuchungen. Röntgenpraxis 1993; 46: 15-18.

- 150 Pitton MB, Harsini M, Mohr W, Schweden F und Düber C. Strahlenexposition bei der CT-Diagnostik: Vergleich zwischen Spiral-CT und Standard-CT. Akt Radiol 1995; 5: 289-292.
- 151 Polacin A, Kalender WA und Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology. 1992; 185: 29-35.
- 152 Poletti JL. Doses to patients from CT scanning in New Zealand. Report NRL 1992/5 (Christchurch: National Radiation Laboratory) 1992.
- 153 Poletti JL. Patient doses from CT in New Zealand and a simple method for estimating effective dose. Br J Radiol 1996; 69: 432-436.
- 154 Price R, Halson P und Sampson M. Dose reduction during CT scanning in an anthropomorphic phantom by the use of a male gonad shield. Br J Radiol 1999; 72: 489-494.
- 155 Reich H. Ableitung der Dosisgrößen aus den Strahlungsfeldgrößen. Hrsg.: Reich H: Dosimetrie ionisierender Strahlung. B.G. Teubner Stuttgart 1990; 196-205.
- 156 Reynolds MD, Heuscher DJ und Vembar M. Evaluation of spiral CT on a fourth-generation system. Eur Radiol 1995; 5: 102-109.
- 157 Die neue Röntgenverordnung. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung vom 8.1.97), und der Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung vom 19. Dezember 1990. H. Hoffmann GmbH-Verlag Berlin, 7. Auflage 1997.
- 158 Roesch WC und Attix FH. Basic concepts of dosimetry. Hrsg.: Attix u.a. 1968; Vol. I: 1-41.
- 159 Rogalla P, Stöver B, Scheer I, Juran R, Gaedicke G und Hamm B. Niedrigdosis-Spiral-CT in der pädiatrischen Thoraxbildgebung. kontraste 1997; 12
- 160 Rosekrans P, Penn W und Hasman A. Female gonadal exposure dose in routine diagnostic radiology. Radiol Clin 1976; 45: 9-17.
- 161 Rosenstein M, Beck TJ und Warner GG. Handbook of selected organ doses for projections common in paediatric radiology. HEW Publication (FDA) 1979; 79-8079.
- 162 Rothenberg LN und Pentlow KS. Radiation dose in CT. Radiographics 1992; 12: 1225-1243.
- 163 Rusinek H, Naidich DP, McGuinness G, Leitman BS, McCauley DI, Krinsky GA, Clayton K und Cohen H. Pulmonary nodule detection: Low-dose versus conventional CT. Radiology 1998; 209: 243-249.
- 164 Rustemeyer P, Gocke P, Sreubühr U und Müller RD. Abdomen-CT: Ist die Nativ-Untersuchung überflüssig ?. Fortschr Röntgenstr 1998; 168: S141.
- 165 Schaller S, Ohnesorge BM, Flohr T und Klingenbeck-Regn K. Dose in multislice spiral CT. Radiology 1999; 213(P): 284.
- 166 Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW, Lehmann KJ, Mayer M, Rock C, Rieger J, Rothmeier L, Schweden F, Sokiranski R, Bäuml A und Hahn K. Dosismessung für Einzelschicht- und Spiralmodus bei 8 Spiral-CT-Scannern der neuesten Generation. Fortschr Röntgenstr 1998; 168: 562-566.
- 167 Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW, Lehmann KJ, Rock C, Rieger J, Rothmeier L, Schweden F, Bäuml AA und Hahn K. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. Br J Radiol 1998; 71: 734-744.
- 168 Schlueter FJ, Wang G, Hsieh PS, Brink JA, Balfe DM und Vannier MW. Longitudinal image deblurring in spiral CT. Radiology 1994; 193: 413-418.
- 169 Schmidt T. Strahlenexposition bei der Computertomographie. Strahlenschutz in Forschung in Praxis, Gustav Fischer Verlag. 1993; 34: 15-28.
- 170 Schmidt T. Zur Situation der Strahlenexposition bei CT. Hrsg.: Nagel HD: Fachbuch zur Strahlenexposition in der Computertomographie. ZVEI 1999 1-4.

- 171 Schwing C. CT market enters state of flux in Germany. *Diagnostic Imaging* 1994; *December*: 8-10.
- 172 Seifert H. Verfahren zur Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. *Röntgenpraxis* 1995; *48*: 18-22.
- 173 Seifert H, Blaß G und Kunz G. Hartstrahl-Lungenaufnahmen (pa) und Strahlenschutz. *Dt Ärztebl* 1995; *92*: A1769-A1770.
- 174 Shimizu Y, Kato H und Schull WJ. Studies of the mortality of A-bomb survivors. 9. Mortality, 1950-1985: Part 2. Cancer mortality based on the recently revised doses (DS86). *Radiat Res* 1990; *121*: 120-141.
- 175 Shope TB, Gagne RM und Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 1981; *8*: 488-495.
- 176 Shrimpton PC, Wall BF und Fisher ES. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for X-rays of diagnostic qualities. *Phys Med Biol* 1981; *26*: 133-139.
- 177 Shrimpton PC, Wall BF, Jones DG, Fisher ES, Hiller MC, Kendall GM und Harrison RM. A national survey of doses to patients undergoing a selection of routine x-ray examinations in English hospitals. NRPB-R200 (London: HMSO) 1986.
- 178 Shrimpton PC, Jones DG, Hiller MC, Wall BF, Le Heron JC und Faulkner K. Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects. NRPB-R249 (London: TSO) 1991.
- 179 Shrimpton PC und Wall BF. The increasing importance of X-ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiat Prot Dosim* 1995; *57*: 413-415.
- 180 Shrimpton PC, Jessen KA, Geleijns J, Panzer W und Tosi G. Reference doses in computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 1998; *80*: 55-59.
- 181 Shrimpton PC und Edyvean S. CT scanner dosimetry. *Br J Radiol* 1998; *71*: 1-3.
- 182 Smith A, Shah GA und Kron T. Variation of patient dose in head. *Br J Radiol* 1998; *71*: 1296-1301.
- 183 Spanne P. Thermoluminescence dosimetry in the  $\mu\text{Gy}$  range. *Acta Radiol Suppl* 1979; *360*: 1-118.
- 184 SSK (Strahlenschutzkommission). Wirkungen nach pränataler Bestrahlung. Gustav Fischer Verlag, Band 2. 1989.
- 185 Stieve FE und Schmidt T. Strahlenexposition und Strahlenschutz bei der Computertomographie. *Röntgenpraxis* 1981; *34*: 87-97.
- 186 Streffer C. Strahlenrisiko im niedrigen Dosisbereich - Wie ist der Wissensstand ?. *Dt Ärztebl* 1991; *88*: B-1512 - B-1518.
- 187 Suzuki A und Suzuki MN. Use of a pencil-shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan. *Med Phys* 1978; *5*: 536.
- 188 Takahashi T, Itoh H, Shimada T und Takeuchi H. Design of integrated radiation detectors with a Si photodiodes on ceramic scintillators for use in X-ray computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1990; *NS-37*: 1478-1482.
- 189 Teigen CL, Maus TP, Sheedy PF, Johnson CM, Stanson AW und Welch TJ. Pulmonary embolism: Diagnosis with electron-beam CT. *Radiology*. 1993; *188*: 839-845.
- 190 van Unnik JG, Broerse JJ, Geleijns JU, Jansen JTM, Zoetelief J und Zweers D. Survey of CT techniques and absorbed dose in various Dutch hospitals. *Br J Radiol*. 1997; *70*: 367-371.
- 191 UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation). Genetic and somatic effects of ionizing radiation. United Nations, New York 1986;

- 192 Urban BA, Fishman EK, Kuhlman JE, Kawashima A, Hennessey JG und Siegelman SS. Detection of focal hepatic lesions with spiral CT: Comparison of 4- and 8-mm interscan spacing . Am J Roentgenol 1993; 160: 783-785.
- 193 Veit R, Panzer W, Zankl M und Scheurer C. Vergleich berechneter und gemessener Dosen an einem anthropomorphen Phantom. Z Med Phys 1992; 2: 123-126.
- 194 Veit R, Bauer B, Bernhardt HJ und Lechel U . Proposed procedure for the establishment of diagnostic reference levels in Germany. Radiat Prot Dosim 1998; 80: 117-120.
- 195 Verdun FR, Meuli RA, Bochud FO, Imsand C, Raimondi S, Schnyder P und Valley J. Image quality and dose in spiral computed tomography. Eur Radiol 1996; 6: 485-488.
- 196 Vogel H und Kiss W. Computertomographie und Nuklearmedizin. Hrsg.: Vogel H: Strahlendosis und STRahlenrisiko in der bildgebenden Diagnostik. ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg, München, Zürich 1989;141-234.
- 197 Weg N, Scheer MR und Gabor MP. Liver lesions: Improved detection with dual-detector-array CT and routine 2.5 mm thin collimation. Radiology 1998; 209: 417-426.
- 198 Weisser G, Lehmann KJ, Scheck R, Coppenrath E und Georgi M. Dose and image quality of electron-beam CT compared with spiral CT. Invest Radiol 1999; 34: 415-420.
- 199 Wilting JE, Zwartkruis A, van Leeuwen MS, van den Boom-Koopmans S, Timmer J und Feldberg MA. Required image quality in CT as function of patient size. Radiology 1999; 213(P): 283.
- 200 Wroblewski H. Strahlenexposition und STRahlenrisiko der Ganzkörper-Computertomographie. Dissertation, Hamburg 1981.
- 201 Yoshida M, Nakagawa M, Fujii H, Kawaguchi F, Yamada H, Ito Y, Takeuchi H, Hayakawa T und Tsukuda Y. Application of Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S ceramic scintillator for X-ray solid-state detector in X-ray CT. Jpn J Appl Phys 1988; 27: L1572-L1575.
- 202 Zankl M, Veit R, Williams G, Schneider K, Fendel H, Petoussi N und Drexler G. The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection. Radiat Environ Biophys 1988; 27: 153-164.
- 203 Zankl M; Panzer W und Drexler G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VI: Organ doses from computed tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91, München 1991;
- 204 Zankl M, Panzer W und Drexler G. The calculation of organ doses from computed tomography examinations. Radiat Prot Dosim 1992; 43: 237-239.
- 205 Zankl M, Panzer W und Drexler G. Tomographic anthropomorphic models. Part II: Organ doses from computed tomographic examinations in paediatric radiology. GSF-Bericht 30/93, München 1993;
- 206 Zoetelief J, Geleijns J, Kicken PJH, Thijssen MAO und van Unnik JG. Diagnostic reference levels derived from recent surveys on patient dose for various types of radiological examination in The Netherlands. Radiat Prot Dosim 1998; 80: 109-114.

## **Eidesstattliche Versicherung**

gemäß der Habilitationsordnung der Charité

Hiermit erkläre ich, daß keine staatsanwaltschaftlichen Ermittlungsverfahren anhängig sind, weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde bzw. welchen Ausgang ein durchgeführtes Habilitationsverfahren hatte, die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfaßt, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen wurden, sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlerinnen oder Wissenschaftlern und technischen Hilfskräften und die Literatur vollständig angegeben sind, dem Bewerber die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Berlin, den

Dr. N. Hidajat



## **Danksagung**

Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. R. Felix möchte ich herzlich dafür danken, daß er mich seit Beginn meiner wissenschaftlichen und klinisch-radiologischen Laufbahn in der Klinik für Strahlenheilkunde so großzügig unterstützt und gefördert hat. Seine Motivierung war für mich stets und in positiver Weise wirksam. Ohne seine Anregung zur Bearbeitung des Themas und seine ständige Ermunterung wäre die Abfassung der vorliegenden Habilitationsschrift nicht möglich gewesen.

Besonders hat es mich gefreut, mit Herrn Dipl. phys. Dr. rer. nat. Martin Wolf zusammenzuarbeiten. Als Diagnostik-Physiker mit langjähriger Erfahrung war er für mich stets eine Stütze in der praktischen Dosimetrie sowohl bei der Computertomographie als auch Angiographie.

Ebenfalls sehr gern habe ich bei den CTDI-Messungen auch mit Herrn Dipl. phys. A. Nunnemann gearbeitet, der für mich durch seine langjährige Erfahrung als Referatsleiter des TÜV Berlin Brandenburg eine große Hilfe war.

Den beiden Kollegen aus der Physik danke ich für die vielen Stunden angenehme Zusammenarbeit während der Dosismessungen an den CT-Geräten in Berlin, die Bereitstellung der Dosimeter und die zahlreichen Diskussionen. Ohne ihre Unterstützung wäre die Dosiserhebung nicht möglich gewesen. Herrn Prof. Dr. med. Dipl. phys. P. Wust danke ich für die Diskussionen über das Thema der Strahlenexposition bei der CT. Ich danke auch allen Kollegen aus unserer Klinik, die mich durch spezielle Fragen über Dosisberechnungen bei der CT zur Auseinandersetzung mit diesem Thema motiviert haben.